

UNIVERSITÉ PIERRE & MARIE CURIE

École Doctorale de Sciences Mécanique, Acoustique, Électronique et Robotique de Paris
Spécialité : Robotique

THÈSE DE DOCTORAT

présentée par

Ragou ADY

Mobilité assistée à l'aide d'une canne robotisée

Soutenue le 15 Juillet 2015

JURY

M. Ph. Fraisse	Professeur, Université Montpellier 2	Rapporteur
M. P. Blazevic	Professeur, Université de Versailles St-Quentin-en-Yvelines	Rapporteur
M. Fr. Marin	Professeur, Université de Technologie de Compiègne	Examineur
M. F. Ben Amar	Professeur, Université Pierre et Marie Curie	Examineur
M. Ph. Bidaud	Professeur, Université Pierre et Marie Curie	Directeur de thèse
M. W. Bachta	Maître de Conférences, Université Pierre et Marie Curie	Encadrant

Résumé

L'assistance à la mobilité est un enjeu majeur, compte tenu de son importance dans l'augmentation de l'autonomie des personnes. Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéressons au moyen d'assistance le plus commun qu'est la canne. Nous avons, dans un premier temps, analysé l'apport des cannes conventionnelles dans l'assistance à des marches perturbées.

Cette analyse repose sur des caractérisations expérimentales ainsi que sur la modélisation et la simulation de la marche assistée. Nous avons ainsi mis en évidence l'aide au support du poids, au freinage et à la propulsion permises par le point d'appui supplémentaire fourni par la canne.

Nous avons ensuite introduit le développement d'une canne robotique. Contrairement aux cannes robotiques existantes, notre prototype ne repose pas sur une base mobile statiquement stable. Pour plus de compacité et pour garder les attributs d'une canne conventionnelle, elle est composée d'un axe télescopique et d'une roue à son extrémité, tous deux motorisés. La commande de ce prototype est ensuite décrite. Elle permet de synchroniser les mouvements de la canne robotique avec le cycle de la marche. La canne suit ainsi activement le mouvement de la jambe "invalidée" durant la phase de balancement et offre un point d'appui stable pendant la phase d'appui.

Table des matières

Résumé	3
Introduction	9
1 Contexte et problématique	13
1.1 Etude de la marche humaine	13
1.2 Assistants à la marche existants	18
1.2.1 Assistants non-robotisés	18
1.2.2 Assistants robotisés	23
1.3 Contributions	27
2 Analyse expérimentale de la marche assistée d'une canne	29
2.1 Dispositif et protocole expérimentaux	30
2.1.1 Dispositif expérimental	30
2.1.2 Protocole expérimental	30
2.2 Méthodes	33
2.2.1 Décomposition des efforts	33
2.2.2 Analyse des données	37
2.3 Résultats expérimentaux	37
2.3.1 Analyse de la marche saine	38
2.3.2 Analyse de la marche perturbée	44
2.3.3 Analyse de la marche avec une canne	46
2.4 Conclusion	53
3 Simulation de la marche assistée par une canne	55
3.1 Génération de la marche	56
3.1.1 Méthodes de génération en temps réel	56
3.1.2 Méthodes de génération hors ligne	58
3.2 Méthode utilisée	58

3.2.1	Modèle	59
3.2.2	Equations du mouvement	59
3.2.3	Structure de la marche	60
3.2.4	Problème d'optimisation	60
3.2.5	Résolution	62
3.3	Comparaison des marches saine et perturbée	65
3.3.1	Coût métabolique et contraintes	65
3.3.2	Résultats	67
3.4	Génération d'une marche assistée par une canne conventionnelle	69
3.4.1	Modélisation	69
3.4.2	Structure de la marche assistée	70
3.4.3	Coût métabolique et contraintes	70
3.4.4	Résultats	72
3.5	Marche assistée par une canne robotisée	75
3.5.1	Cycle de la marche assistée par une canne robotisée	76
3.5.2	Coût métabolique et contraintes	76
3.6	Résultats de simulation	77
3.7	Conclusion	77
4	Intégration d'une canne robotisée dans le cycle de la marche	79
4.1	Présentation de la canne active	79
4.1.1	Architecture mécanique	80
4.1.2	Electronique de commande	81
4.2	Synchronisation de la canne active avec la marche	82
4.2.1	Stratégie de synchronisation	82
4.2.2	Détection des phases de la marche	83
4.3	Commande de la canne active	85
4.3.1	Maintien d'une hauteur constante	85
4.3.2	Asservissement de l'orientation	86
4.4	Résultats expérimentaux	88
4.4.1	Illustration du comportement de la canne pour un pas unique	88
4.4.2	Marche assistée avec une canne active pour une marche à 0.17 m/s	89
4.4.3	Effets de l'augmentation de la vitesse de marche	91
4.4.4	Synchronisation en cas de mouvement volontaire de la main de l'utilisateur	92
4.5	Conclusion	95
	Conclusion et Perspectives	97
	Publications	99
	Liste des tableaux	101

<i>TABLE DES MATIÈRES</i>	7
---------------------------	----------

Table des figures	103
--------------------------	------------

Bibliographie	111
----------------------	------------

Introduction

L'amélioration de la mobilité des personnes âgées ou rencontrant des troubles de la marche demeure un des enjeux majeurs dans le cadre de l'assistance à la personne. La mobilité est en effet la condition première pour une augmentation de l'autonomie dans l'accomplissement des tâches de la vie quotidienne.

Ainsi, un dispositif d'assistance à la marche peut être prescrit lors de l'apparition de troubles de la locomotion. Selon le degré des troubles observés, différents dispositifs peuvent être prescrits. Parmi les nombreux dispositifs proposés, la canne et le déambulateur demeurent les plus utilisés. Dans le cas de capacités motrices très réduites, l'utilisation d'un déambulateur est conseillée. L'utilisation de la canne comme assistant à la déambulation est privilégiée lors de troubles mineurs ou affectant l'une des deux jambes (hémiplégie, blessures).

Cependant, les dispositifs d'assistance sont souvent abandonnés (30% à 50% [85]) au risque d'une marche potentiellement hasardeuse. L'utilisation de la canne pose en effet le problème de la synchronisation entre le cycle locomoteur et les mouvements du membre supérieur [98]. Ce problème peut devenir très handicapant en présence de troubles cognitifs. Dans le cas de la canne, la prescription souffre également d'un manque de rationalisation. Peu d'études ont été en effet consacrées à l'étude de l'apport de l'emploi d'une canne dans l'allègement des troubles rencontrés par les utilisateurs.

Afin de contribuer à l'amélioration de l'assistance apportée par ces deux dispositifs conventionnels, la robotisation de ceux-ci a été entreprise. Ainsi, de nombreux déambulateurs robotisés ont été conçus afin d'offrir une assistance continue lors de la marche tout en gardant les attributs de leurs contreparties conventionnelles. En revanche, le développement des cannes robotisées s'est traduit par une différenciation marquée par rapport aux cannes conventionnelles. En effet, l'utilisation de bases mobiles statistiquement stables sur lesquelles sont fixés des cannes, résulte en des dispositifs encombrants et dénaturant complètement le concept d'origine.

Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéressons à l'étude de l'assistance fournie par une canne. Nous nous proposons d'abord d'analyser les contributions d'une canne lors de l'assistance à une marche perturbée. Nous avons abordé ce point à la fois d'une

façon expérimentale et en simulation. La partie expérimentale nous a permis, en perturbant artificiellement la marche de sujets sains, d'observer les apports de la canne dans différentes conditions expérimentales. L'étude en simulation nous a permis de développer un outil permettant de déterminer la contribution de la canne en fonction de la stratégie adoptée par l'utilisateur. Dans un second temps, nous proposons une canne robotisée qui conserve au mieux les attributs d'une canne conventionnelle. Notre dispositif consiste en un axe télescopique porté par un appui mobile formé par une roue motorisée. Cette canne robotique pose la question de son intégration dans le cycle locomoteur. Nous adressons cette question en proposant un algorithme de commande qui permet à la canne active de réaliser un suivi de la jambe affecté durant sa phase de balancement et d'offrir un appui stable durant la phase d'appui. Ainsi le manuscrit s'articulera en quatre chapitres :

Contexte et problématique : Dans le cadre de ce chapitre, la marche humaine et les outils d'analyse qui lui sont associés sont brièvement introduits. A travers cette présentation, les délimitations spatio-temporelles ainsi que la terminologie employée pour faciliter l'étude de la marche seront définies. Une revue rapide des différents dispositifs d'assistance à la marche est effectuée. Une distinction entre les dispositifs robotisés et les dispositifs conventionnels sera ainsi opérée.

Analyse expérimentale de la marche assistée d'une canne : L'assistance apportée par une canne chez 16 sujets sains dont la marche a été artificiellement perturbée est étudiée. Pour ce faire, un protocole expérimental constitué de 3 étapes est mis en oeuvre. Ces trois étapes consistent en une analyse des marches saine, artificiellement perturbée et enfin assistée d'une canne conventionnelle. La comparaison des marches saine et perturbée permet d'observer les modifications entraînées par l'emploi des dispositifs contraignants. Enfin l'assistance fournie par la canne a pu être analysée.

Simulation de la marche assistée par une canne : Le développement d'un outil de simulation de la marche est détaillé. Pour ce faire, un modèle bipède, constitué de deux jambes dont chacune est composée d'un actionneur et d'un ressort modélisant respectivement les composantes musculaires et tendineuses, a été adopté pour simuler la marche saine et perturbée. Ce modèle bipède est ensuite complété par une chaîne cinématique permettant de simuler l'utilisation d'une canne conventionnelle. Au travers d'un cycle de marche, les différentes marches sont générées à partir de la résolution d'un problème d'optimisation non-linéaire minimisant le coût métabolique. Tout au long du chapitre, ces marches sont comparées aux résultats expérimentaux du chapitre précédent afin de valider le simulateur.

Intégration d'une canne robotisée dans le cycle locomoteur : La canne robotisée que nous avons développée est d'abord présentée. Elle est constituée d'une roue

et d'un axe télescopique, tous deux motorisés. Nous détaillons ensuite l'approche que nous choisissons pour synchroniser les mouvements de la canne avec le cycle locomoteur. Une analyse de la marche assistée par une canne conventionnelle nous permet de baser notre synchronisation sur l'angle de la cuisse de la jambe invalide. L'assistance fournie par la canne robotique se distingue de l'assistance conventionnelle par un accompagnement permanent de l'utilisateur. Ainsi, le port de la canne est évité tout en offrant à l'utilisateur un point d'appui supplémentaire dont le mouvement est synchronisé avec la jambe assistée.

Pour conclure ce manuscrit, un bilan des contributions apportées est réalisé et les perspectives sont abordées.

Chapitre 1

Contexte et problématique

Sommaire

1.1 Etude de la marche humaine	13
1.2 Assistants à la marche existants	18
1.3 Contributions	27

Dans ce chapitre, nous allons tout d’abord effectuer un bref rappel des principes régissant la marche humaine afin de définir la terminologie qui sera employée dans la suite du manuscrit. Les différents assistants conventionnels et robotisés sont ensuite passés en revue. L’accent est mis sur l’état de l’art des cannes robotisées. Enfin, les contributions du travail de thèse sont mises en exergue.

1.1 Etude de la marche humaine

La marche est le mode de locomotion naturel et privilégié par l’homme lors d’un déplacement à allure modérée et par ses propres moyens. Elle se distingue de la course par la présence en permanence d’au moins un pied au sol durant le déplacement. Elle est selon la définition proposée par Kuo “un processus permettant un déplacement du centre de masse selon un chemin, tout en minimisant la dépense énergétique associée” [53] .

Cette capacité apparemment simple à permettre un déplacement tout en respectant une optimalité énergétique, fait de l’étude du système locomoteur humain un thème pluridisciplinaire intéressant notamment la médecine et la robotique.

Débutant dès les premiers mois de l’enfance [13], l’acquisition de la marche bipède autonome requiert un apprentissage de la gestion de l’équilibre dynamique. Cet apprentissage basé sur le développement de stratégies propres d’équilibre se poursuit jusqu’à l’adolescence [4] aboutissant à un processus inconscient. Ce processus devient alors assimilable à une séquence quasi-périodique de mouvements coordonnés permettant un déplacement du corps d’une manière équilibrée [73].

Ainsi, l'accomplissement de ce processus est rendu possible par la présence de deux structures distinctes mais complémentaires que sont le Système Nerveux Central (SNC) et le système musculo-squelettique.

La compréhension des mécanismes impliqués lors de la locomotion a été l'objet de nombreuses recherches dans divers domaines. L'assistance offerte par les différentes techniques, ont concouru à une meilleure caractérisation de la marche. Ainsi, Marey peut être considéré comme étant le précurseur des techniques actuelles de capture de mouvement, utilisées dans le cadre de l'animation ou de l'analyse de la marche. Ces techniques ont contribué à l'observation des propriétés quasi-périodiques de la locomotion permettant ainsi une délimitation spatio-temporelle pour son étude. Cette délimitation appelée **“Cycle de la marche”** et représentée sur la Figure 1.1, permet une capture des différents mécanismes et phases constituant la marche.

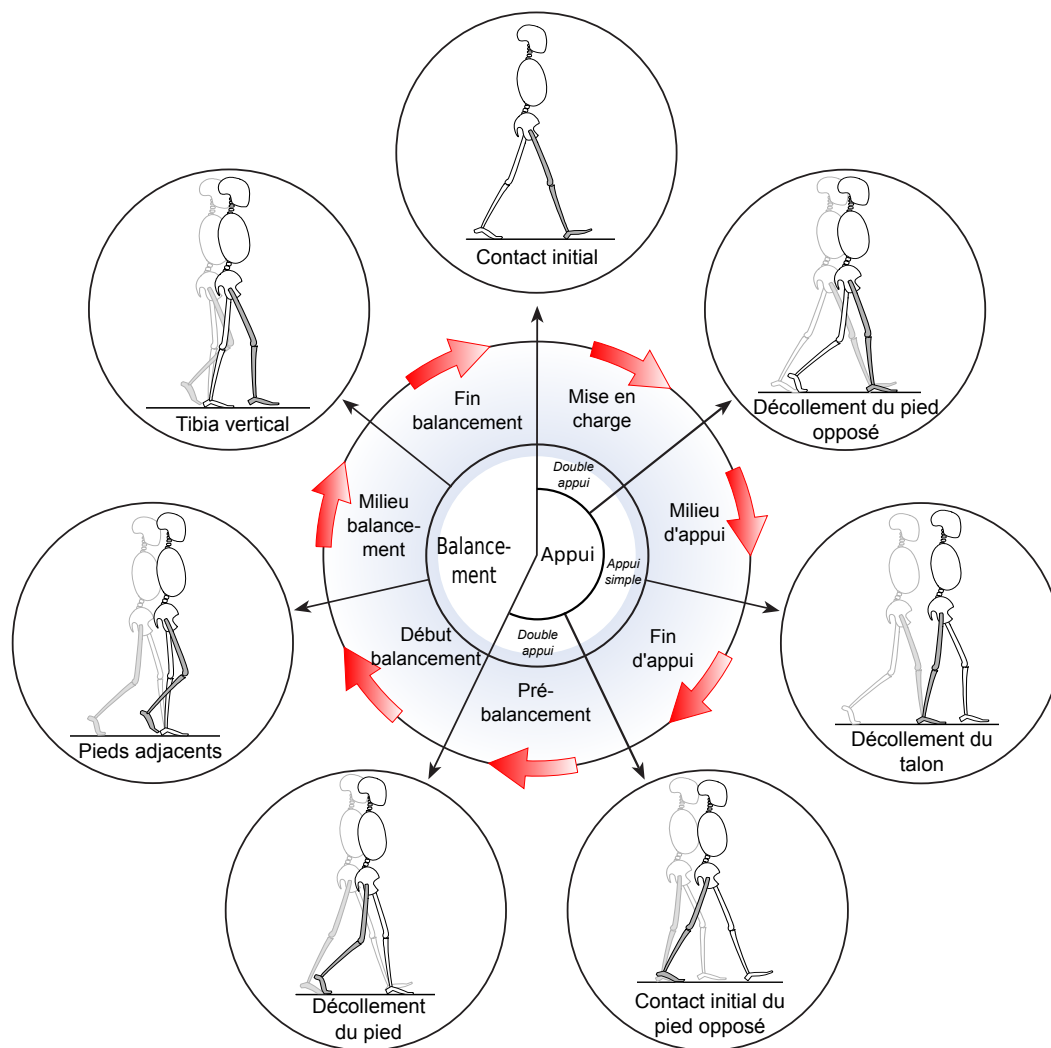


FIGURE 1.1 – Cycle de la marche. Extrait de Whittle [95] et modifié.

L'observation des jambes (désignant par abus, l'ensemble cuisse-jambe-pied), effectuée dans le cadre d'un cycle de la marche permet de distinguer pour chacune d'entre elle : une phase d'appui et une phase de balancement (ou d'oscillation).

1.1.0.a Phase d'appui

1. Mise en charge (début du contact)

Correspond au moment où le contact entre le sol et le talon de la jambe précédemment en balancement est établi. Ceci initie le transfert de la charge entre la jambe précédemment en appui et la jambe entrant en contact.

2. Simple appui ou appui unipodal

La jambe considérée est désormais la seule jambe supportant la personne. Durant cette période, le corps initialement situé en retrait par rapport au pied, s'avance jusqu'à dépasser ce dernier.

3. Pré-oscillation

La jambe oscillante entre en contact avec le sol et un transfert de charge vers celle-ci est initié. Ce transfert de charge est accompagné d'une propulsion du corps vers l'avant exercée par la jambe d'appui.

1.1.0.b Phase de balancement

1. Début du balancement

La jambe précédemment en appui quitte le contact avec le sol grâce à la flexion de son genou jusqu'au dépassement de la nouvelle jambe d'appui.

2. Milieu du balancement

Le genou débute son extension alors que la cheville poursuit progressivement son passage de la flexion dorsale (ou Dorsiflexion caractérisé par un rapprochement du pied et du tibia) vers une flexion plantaire (ou Plantarflexion caractérisé par un éloignement du pied et du tibia).

3. Fin du balancement

Le genou poursuit son extension jusqu'à être totalement tendu lors du prochain contact du talon avec le sol tandis que la cheville retourne vers sa position neutre.

Cependant, l'initiation et la fin de ce cycle de la marche étant définie différemment à travers la littérature, afin de faciliter la lecture, l'initiation du cycle de la marche sera défini comme indiqué sur la Figure 1.2 par un appui simple (ou unipodal) sur la jambe droite :

Nous avons précédemment présenté les phases discrètes de la marche. Pendant ces phases, le contrôle de la posture, au sens du non basculement des appuis, permettant de conserver un système contrôlable, est accomplie par une commande continue de l'activité motrice. En simplifiant la biomécanique humaine, nous pouvons modéliser le corps humain par un système multi-corps rigide. L'observation de l'équilibre postural

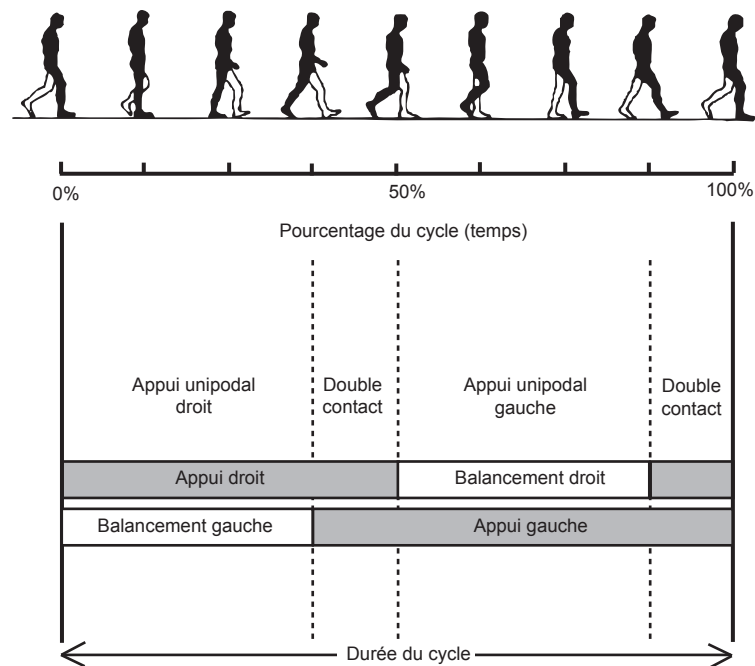


FIGURE 1.2 – Représentation du cycle de la marche adopté dans le cadre de notre étude. Ce cycle débute par un appui simple de la jambe droite et le début du balancement de la jambe gauche, s’achevant lors du décolllement du pied gauche du sol.

peut alors être qualifiée en utilisant les critères classiques issus de la robotique humanoïde tels que le Zero Moment Point (ZMP) [76, 94] ou le Foot Rotation Index (FRI) [34].

Actuellement, le décellement et la détermination des troubles affectant l’équilibre postural et la marche, sont souvent accomplis par un professionnel de santé. Ainsi, différents types d’analyses conduisant à des niveaux de précision différents peuvent être conduites dans le cadre de la marche :

- **l’analyse observationnelle** : basée sur l’observation visuelle du patient et éventuellement complétée par une analyse vidéographique rendue possible par des logiciels comme Maxtraq, elle consiste à localiser la douleur ainsi que les causes et la survenue de celle-ci. Durant cette étude, différents paramètres tels que les amplitudes articulaires (par l’utilisation de goniomètres par exemple), les affections du système nerveux central ou périphérique sont examinées.
- **l’analyse spatio-temporelle** : permet une mesure des caractéristiques du cycle de la marche du patient. La longueur du pas et de l’enjambée (constituée de deux pas comme indiqué sur la Figure 1.3), la vitesse de marche, la cadence (représentant le nombre de pas effectué par minute), le temps d’appui unipodal et bipodal sont parmi les paramètres essentiels indiquant d’éventuels troubles.

Afin d'aider le praticien à effectuer l'analyse spatio-temporelle, divers dispositifs ont été développés tel que le locomètre ou bien le Gaitrite mesurant également la pression des appuis exercés grâce aux capteurs de pression intégrés à la piste de marche.

- **l'analyse quantifiée de la marche (AQM)** : propose une analyse cinématique et dynamique de la marche, offrant une meilleure précision que l'analyse observationnelle. En effet, elle combine l'utilisation de systèmes optoélectroniques (ex : Codamotion, Vicon) et de plate-formes de force permettant d'acquérir les composantes de la force de réaction du support. Pour ce faire, le sujet est équipé de suffisamment de marqueurs positionnés idéalement sur la peau afin de pouvoir obtenir les angles articulaires souhaités.

Dans certains cas, la précision de l'AQM est augmentée par un recours aux techniques électromyographiques (EMG) permettant d'observer les signaux d'activation musculaire [8, 69].

L'EMG de surface, qui est le plus souvent utilisé, requiert l'utilisation d'électrodes (passives ou actives) positionnées sur la peau au dessus des muscles étudiés. Cependant les performances de cette méthode dépendent de nombreux paramètres tels que la peau (sudation, pilosité), le tissu adipeux ainsi que la diaphonie (crosstalking) due à la présence et la participation de plusieurs muscles lors de l'exécution d'un mouvement.

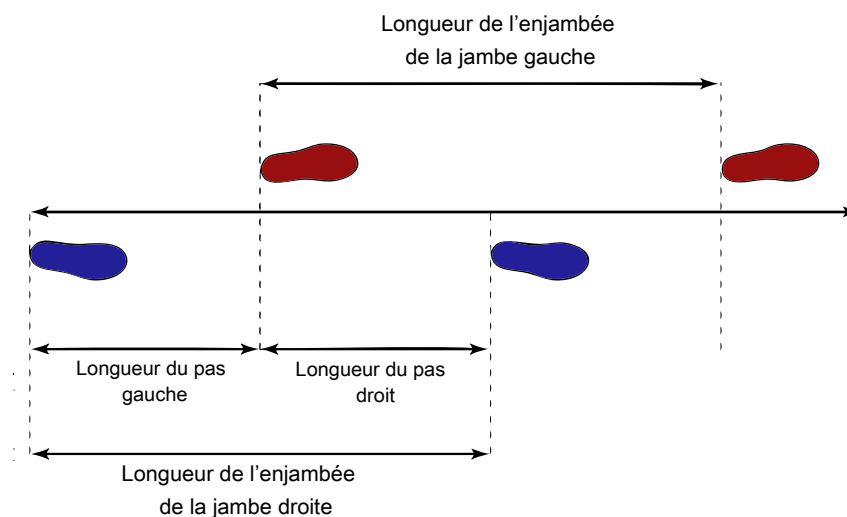


FIGURE 1.3 – Représentation d'un pas et d'une enjambée (double pas)

Différents tests cliniques permettent également d'évaluer les capacités d'équilibration des sujets tels que l'échelle d'équilibre de Berg (Berg Balance Scale [7]) ou bien le Timed Up and Go test [75]. Le premier test se compose de 14 activités évaluées indépendamment

(avec un score compris entre 0 et 4 avec 0 représentant un échec dans l’accomplissement de l’activité et 4 la réussite) permettant d’avoir un score compris entre 0 et 56. Le second test consiste à mesurer le temps mis par une personne pour effectuer une succession de tâches. Cette succession de tâches consiste à : se lever d’une chaise, marcher 3 mètres, effectuer un demi-tour, rejoindre la chaise et s’asseoir.

L’amélioration des différentes méthodes et dispositifs de mesure ont permis une meilleure compréhension de la marche dite “normale” [30, 73, 95]. Cette connaissance préalable est nécessaire afin de pouvoir détecter les troubles pouvant affecter la déambulation. L’identification de la cause entraînant des troubles de la marche demeure une des difficultés majeures dans le cadre de l’établissement d’un diagnostic. Cependant, certaines marches stéréotypées ont pu être identifiées et associées à leur origine (cf. Classifications établies par [6] et [70]).

Afin d’atténuer, voire pallier, les différents troubles de la marche, différents dispositifs d’assistance peuvent être prescrits. Dans la suite, les principaux dispositifs sont passés en revue.

1.2 Assistants à la marche existants

L’utilisation d’instruments susceptibles d’assister l’homme lors de la marche est relativement ancienne. Les plus anciennes traces connues de cannes façonnées datent de l’Égypte ancienne et la présence de traces d’usure attestent qu’elles furent non seulement utilisées en guise de marque de pouvoir mais aussi à des fins d’assistance à la déambulation [39]. De nos jours, plusieurs types d’assistance sont disponibles selon le niveau d’altération de la marche. Ces assistants peuvent être scindés en deux catégories : les assistants non-robotisés largement utilisés et les assistants robotisés dont l’étude est grandissante.

1.2.1 Assistants non-robotisés

L’observation des troubles de la marche induits par l’altération du système nerveux central et/ou le système musculo-squelettique (malformation ou traumatisme) a conduit au développement de différents dispositifs simples, adaptés et si possible abordables, offrant une assistance lors de la marche. La prescription de ces dispositifs, décrits ci-après, est généralement conditionnée par la gravité des troubles de la marche observés.

1.2.1.a Les prothèses

Destinées à remplacer du mieux possible un membre ou une articulation, celles-ci sont prescrites à la suite d’une amputation. Dans le cadre du membre inférieur, plusieurs prothèses sont suggérées en fonction de la partie amputée.

Ainsi les prothèses pour amputation partielle du pied sont proposées afin d’améliorer le confort du moignon résultant d’une amputation partielle. Cette amputation partielle

du pied peut concerner les orteils (souvent à cause d'ulcération diabétique ou gelure cf Figure 1.4), le métatarse, le moyen ou l'arrière du pied (Figure 1.5).



FIGURE 1.4 – Prothèse pour amputation d'orteils constituée d'une semelle orthopédique permettant une redistribution de la charge de la plante du pied et un embout permettant de compléter la partie distale manquante



FIGURE 1.5 – Prothèse pour amputation de l'arrière du pied (ablation du métatarse et orteils) permettant une redistribution de la charge de la plante du pied et un embout permettant de compléter la partie distale manquante

Deux types d'amputations plus importantes peuvent être distinguées. D'une part, les amputations transtibiales, majoritairement dues à une pathologie vasculaire, se caractérisent par une ablation chirurgicale de la jambe en dessous du genou. D'autre part, les amputations transfémorales se caractérisent par une ablation des membres inférieurs par une section effectuée au dessus du genou.

Dans le cadre des amputations transtibiales, des prothèses de jambes peuvent être prescrites. Celles-ci se composent généralement d'un manchon assurant l'interface entre la peau de la jambe et une emboiture. Celle-ci est liée à une pièce intermédiaire pouvant être constituée de matériaux ou mécanismes absorbant les chocs et/ou de torsion. En outre, cette pièce intermédiaire assure le lien entre l'emboiture et le pied prothétique. Ainsi différents pieds peuvent être utilisés. Les plus basiques, que sont les pieds de type SACH (Figure 1.6) et le pied articulé (Figure 1.7), demeurent rigides mais avec une articulation de la cheville pour le dernier. D'autres pieds prothétiques plus évolués dits "dynamiques", permettent une restitution en fin de phase d'appui, de l'énergie accumulée durant l'attaque du talon grâce à leur structure et les matériaux utilisés (Figure 1.8).



FIGURE 1.6 – Pied prothétique de type SACH

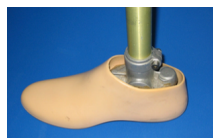


FIGURE 1.7 – Pied rigide articulé selon un axe



FIGURE 1.8 – Prothèse de pied dynamique

Dans le cadre des amputations transfémorales, l'articulation du genou est assurée par des genoux prothétiques. Ces genoux prothétiques se substituent au genou en assurant le lien entre l'emboiture et le reste de la prothèse remplaçant la jambe et le pied. Il existe ainsi différents types de genoux :

- les genoux à axe simple : permettant la flexion et l’extension du genou prothétique autour d’un unique axe telle une charnière (cf Figure 1.9). Très peu coûteux, ils permettent à la jambe de se balancer librement avec un amortissement obtenu par friction mais nécessite l’exercice d’un effort important lors de la phase d’appui pour demeurer stable.
- les genoux polycentriques : s’inspirent des systèmes “quatre barres” en reliant l’emboiture au reste de la jambe (Figure 1.10). Ces genoux permettent un raccourcissement de la jambe lors d’un balancement, facilitant ainsi le passage du pas.



FIGURE 1.9 – Genou prothétique à axe simple proposé par Euro



FIGURE 1.10 – Genou prothétique polycentrique simple produit par Ossur

Afin de permettre un blocage du genou lors de la phase d’appui, des systèmes de blocage manuel par câble (cf Figure 1.11) ou de contrôle de phase d’appui ont été proposés (cf Figure 1.12). Dans le premier cas, l’utilisateur se charge de tirer sur le câble afin de bloquer le genou en extension. Dans le second cas, un système de blocage par friction permet d’empêcher la flexion du genou lorsqu’une charge importante est exercée dessus. Lorsque peu d’efforts sont appliqués dessus comme lors du balancement, le blocage du genou est désactivé.



FIGURE 1.11 – Genou prothétique à axe simple avec blocage manuel par câble proposé par Euro



FIGURE 1.12 – Genou prothétique Ottobock 3R80 à axe simple avec contrôle de la phase d’appui. La résistance hydraulique développée dépend de charge appliquée afin de bloquer le genou lors des phases d’appui

1.2.1.b Les orthèses

Les orthèses regroupent les appareillages destinés à assister ou stabiliser un membre ou une articulation. Elles se distinguent des prothèses où le membre ou l’articulation est absente. Les orthèses du membre inférieur étant très nombreuses, seules les principales seront présentées dans la suite.

Lorsqu'un trouble ou une paralysie des muscles releveurs du pied est observé, le balancement du pied peut-être obstrué par le pied tombant vers le sol. Pour relever le pied, différentes orthèses sont ainsi proposées tels que l'orthèse Heidelberg (Figure 1.13), l'orthèse de Valens (Figure 1.14) ou l'orthèse type Toe-off (Figure 1.15).



FIGURE 1.13 – Orthèse Heidelberg



FIGURE 1.14 – Orthèse de Valens



FIGURE 1.15 – Orthèse type Toe-off

Les orthèses destinées au genou peuvent se décomposer en deux types : les orthèses souples et les orthèses rigides. Parmi les orthèses souples, les genouillères sont généralement prescrites lors de faiblesses ligamentaires ou de tendance à l'enflure (cf. Figure 1.16) tandis que les orthèses avec un anneau péripatellaire sont plutôt destinées aux patients souffrants d'arthrose ou de malposition rotulienne (cf. Figure 1.17). Les orthèses rigides telle que l'attelle d'immobilisation représentée sur la Figure 1.18 sont généralement destinées à l'immobilisation de l'articulation dans le cadre post-opératoire ou post-traumatique. Lors d'atteintes plus importantes pouvant être d'origine osseuse, ligamentaire ou neurologique, l'orthèse cruro-pédieuse est prescrite afin d'assurer la station debout avec ou sans une assistance à la marche tel que les cannes ou déambulateurs.



FIGURE 1.16 – Orthèse souple du genou : Genouillère



FIGURE 1.17 – Orthèse souple du genou : Orthèse avec anneau peripatellaire

1.2.1.c Les déambulateurs

Proposé lorsque l'assistance d'une canne demeure insuffisante [15], il est composé généralement d'une structure métallique offrant 4 appuis aux sol supplémentaires.

Selon le modèle, le déambulateur peut offrir 2 ou 4 poignées (Fig.1.20 a et b). Une des paires du dernier déambulateur facilitant la transition de la station assise vers la station debout (*verticalisation*). D'autres modèles appelés "Rollator" incorporent des roues à



FIGURE 1.18 – Attelle d'immobilisation



FIGURE 1.19 – Othèse cruro-pédieuse

l'avant afin de faciliter le déplacement de celui-ci en épargnant à l'utilisateur de le porter complètement (Fig.1.20 c).

Enfin, la nécessité du port est éliminée par le rollator à 4 roues dont l'arrêt s'effectue à l'aide de freins (Fig.1.20 d). Ce dernier requiert donc chez le patient une capacité à exercer une pression nécessaire sur les freins afin d'immobiliser le déambulateur.



FIGURE 1.20 – (a) Déambulateur classique (b) Déambulateur 4 poignées (c) Rollator 2 roues (d) Rollator 4 roues

1.2.1.d Les cannes

Une canne est généralement composée d'une partie rectiligne composée d'un matériau robuste tel que le bois ou l'aluminium (alliant robustesse et légèreté) et d'une poignée si possible de forme ergonomique. Il existe ainsi plusieurs modèles de cannes (cf. Fig.1.21) se différenciant par leur poignée (poignée en T ou poignée courbe) mais aussi par leur nombre de points d'appuis avec le sol.

La canne la plus commune étant celle à appui unique (Fig. 1.21 (a)), il en existe également en version tripodale voire quadripodale (Fig. 1.21 (b) et (c)) leur permettant de demeurer verticales. Cette particularité confère à ces deux dernières, la capacité d'aider leur utilisateur lors d'une verticalisation et d'être plus stable au détriment d'une masse plus élevée et une maniabilité réduite. Souvent conseillée lors de troubles de la marche, le rôle de la canne lors de la déambulation demeure assez vague même si certaines études [16,54]

ont permis de mettre en avant un rôle de support du poids et d'assistance au freinage et/ou à la propulsion du corps selon la condition clinique de l'utilisateur. Ces études et les observations médicales ont permis une synthèse dans [95] des contributions de la canne sous 3 axes principaux :

- Amélioration de la stabilité : obtenue par accroissement du polygône de sustentation permis par le positionnement de la canne à une certaine distance des pieds.
- Génération d'un moment : lors de l'utilisation de la canne du côté opposé de la hanche douloureuse. Elle permet de produire un moment, réduisant le moment que devrait produire la hanche lors du support du corps en l'absence de la canne.
- Réduction du poids supporté par une jambe : elle peut être accomplie en posant la canne du même côté que la jambe douloureuse (utilisation ipsilatérale), permettant ainsi le transfert du poids vers la canne mais entraînant une charge importante au membre supérieur. L'utilisation contralatérale c'est-à-dire du côté opposé à la jambe douloureuse permet de générer un moment et de réduire le poids supporté par la jambe douloureuse.

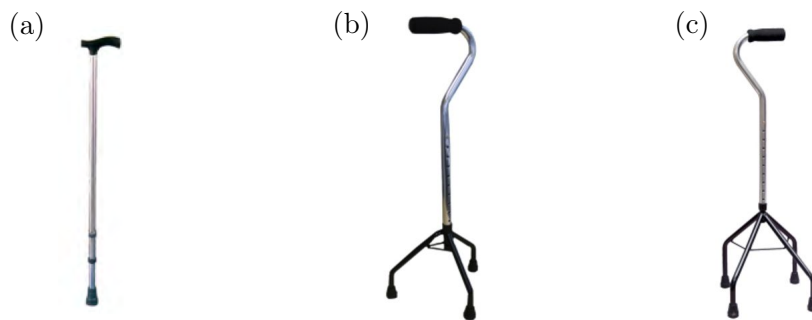


FIGURE 1.21 – (a) Canne unipodale (b) Canne tripode (c) Canne quadripode

1.2.2 Assistants robotisés

De nombreux systèmes robotisés ont été développés et proposés dans le cadre de l'aide à la mobilité. Nous pouvons séparer ces systèmes en deux classes distinctes : d'une part les prothèses et exosquelettes, d'autre part les déambulateurs et cannes robotisés.

1.2.2.a Les prothèses robotisées

Les prothèses robotisées, comme les prothèses développées par BiOM représentées sur la Figure 1.23, visent à simplifier la marche de leur porteur par rapport aux prothèses passives, en permettant une détection de l'intention de son utilisateur. Cette détection de l'intention de marcher chez l'utilisateur peut être accomplie par une instrumentation permettant de suivre le mouvement du moignon. Ceci est accompli à l'aide d'accéléromètres, gyromètres et capteurs de couple dans le cadre de la prothèse Power Knee présentée sur la Figure 1.22. Le traitement intégré dans la prothèse de ces signaux, permet de moduler

l'amplitude et la vitesse du mouvement de la prothèse.



FIGURE 1.22 – Power knee développée par Osur



FIGURE 1.23 – Prothèse robotisée développée par BiOM

1.2.2.b Les orthèses/exosquelettes

Les exosquelettes sont des dispositifs mécatroniques revêtus afin de modifier les capacités physiques de son utilisateur. Ils peuvent ainsi démultiplier les capacités physiques du porteur afin de lui permettre d'effectuer des tâches pénibles, répétitives et/ou requérant des efforts importants (applications militaires). D'autres exosquelettes tels que le HAL ou le ReWalk (Fig.1.24) se focalisent sur l'assistance à la déambulation dans le cadre de sévères troubles de la marche tel que la tétraplégie [31,47] ou bien la rééducation des capacités motrices [59, 82] (Fig.1.25).



FIGURE 1.24 – Rewalk by Argo Medical Technologies



FIGURE 1.25 – Lokomat by Hocoma, permettant la rééducation des membres inférieurs tout en supportant une partie du poids de son utilisateur si nécessaire

1.2.2.c Les déambulateurs robotisés

Les déambulateurs robotisés (ou actifs) développés, s'inspirent des rollators à 4 roues afin d'offrir un contrôle amélioré et une plus grande mobilité. Cette mobilité est parfois augmentée par l'utilisation de roues omnidirectionnelles [29,93].

Les déambulateurs actifs sont souvent équipés de plusieurs capteurs afin d'assurer différents services. Ainsi la détection de l'intention de l'utilisateur est assurée par l'utilisation de capteurs d'effort incorporés à leurs poignées [17, 29, 45]. L'assistance à l'évitement d'obstacles et la planification de mouvement proposées par certains déambulateurs sont parfois assurées par le recours à des caméras [48] ou bien des télémètres laser [68].

Afin de prendre en compte la volonté de l'utilisateur, le recours à des algorithmes de détection d'intention peuvent être mis en place, filtrant les informations parfois contradictoires (dûes à la pathologie) fournies par le patient [45].

Différents niveaux d'assistance peuvent être proposés à l'utilisateur, le suivi d'une trajectoire planifiée peut être modulé entre un suivi stricte et un contrôle assuré par l'intention de l'utilisateur [29, 68].

L'assistance à la verticalisation, c'est-à-dire le passage de la station assise à la station debout, en plus de l'assistance à la marche a été proposée par [63, 81] en détectant l'intention de verticalisation du sujet à l'aide de poignées instrumentées.

Très peu de déambulateurs actifs intègrent la problématique de stabilité posturale à leur contrôle. Hirata proposa en 2008 [40], une méthode d'estimation en temps réel du centre de masse de l'utilisateur. Cette estimation, rendue possible par l'intégration de télémètres permet d'éviter la chute par l'application de forces de freinage à l'aide de servofreins afin de maintenir le centre de masse de l'utilisateur dans une zone de stabilité.

1.2.2.d Les cannes robotisées

Similairement aux déambulateurs, certains travaux se sont portés sur la recherche d'une assistance améliorée par le biais d'une canne robotisée. L'assistance à l'utilisation appropriée d'une canne a été abordée dans [67], en évaluant la force exercée sur la canne à l'aide d'une instrumentation composée de jauges de contraintes disposées dans l'axe de la canne. L'utilisation d'un retour sonore pour limiter l'effort maximal appliqué ne s'est pas avérée significative sur les 10 sujets sains considérés. Cependant, l'utilisation d'un retour sonore a été poursuivie par Lawrence Au [5] dans le cadre du développement de la SmartCane [98] intégrant un accéléromètre 3 axes, 3 gyroscopes monoaxiaux et deux capteurs de pression. Un algorithme de classification est chargé d'évaluer les paramètres associés à l'utilisation de la canne (pression exercée sur la poignée et l'extrémité distale de la canne, vitesse de rotation de la canne lors du balancement, périodicité de l'utilisation) afin de fournir une indication sonore en temps-réel. Cette assistance à l'utilisation non-excessive de la canne par un retour sonore, a également été abordée dans [65]. Pour ce faire, la canne est équipée d'une cellule de charge intégrée à la poignée ainsi que d'un accéléromètre pour détecter le balancement de la canne. L'utilisation du retour sonore dans [65] a permis une modification significative de la force exercée sur la canne chez 22 des 30 sujets sains ayant utilisé la canne.

Dans [29], le développement d'une canne robotisée PAMM permettant de surveiller l'état de santé de son utilisateur et son assistance durant la marche est présenté. Le

PAMM représenté sur la Figure 1.26 se compose d'une base mobile disposant de 3 roues dont 2 motrices et une roue folle, sur laquelle est fixée une canne. La canne contrôlée en vitesse, dispose d'un capteur d'effort 6 axes intégré à la poignée. Celui-ci sert d'entrée au contrôleur en admittance (utilisant un modèle masse-amortisseur) implémenté sur la canne.

Dans [91], similairement à [40] des servo-freins intégrés à une plateforme mobile (équipée d'une canne) sont utilisés. La dynamique apparente de la canne est déterminée par la configuration de l'utilisateur estimée à l'aide de la position des pieds.

Dans [19], le développement d'une canne active dédiée à l'assistance aux personnes âgées est résumé. La canne active illustrée sur la Figure 1.27, repose sur base omnidirectionnelle (utilisant 3 roues suédoises) sur laquelle est montée une canne métallique inclinable par rapport à la base selon toutes les directions. La canne est instrumentée à l'aide d'un capteur d'efforts 6 axes, positionné au sommet de la canne afin de mesurer les efforts d'interaction et 2 télémètres lasers pour déterminer la distance entre la canne et les jambes ainsi que la canne et le corps. Ainsi, deux différentes assistances ont été proposées : une assistance à la marche et une assistance pour la prévention des chutes. Afin d'assister l'utilisateur durant la marche, les efforts d'interaction de la canne sont observés afin de déterminer la direction selon laquelle l'utilisateur souhaite marcher [20, 27]. Le contrôle de la canne en admittance (utilisant un modèle masse-amortisseur) est assuré en considérant les efforts d'interaction entre l'utilisateur et la canne comme entrée et la vitesse des roues comme sortie. Cependant la manoeuvrabilité faible selon la direction perpendiculaire à la direction de marche souhaitée, a conduit à l'utilisation de deux modèles d'admittance (un pour la direction de la marche désirée et l'autre pour sa direction perpendiculaire) offrant un confort plus important lors de son utilisation. Dans le cadre de la prévention des chutes, plusieurs méthodes ont été proposées. Dans [23, 24], une estimation de la position du centre de masse de l'utilisateur à l'aide des télémètres lasers a été proposée afin de déplacer la canne dans la direction de la chute. Cette prévention de la chute a été appliquée à la canne également afin d'améliorer sa stabilité par la proposition d'un algorithme optimisant l'inclinaison de la canne [25, 26]. Enfin, l'estimation de la position du Centre de Pression lors de la marche a été menée dans [19, 21, 22] afin de détecter la direction d'une éventuelle chute. Pour ce faire, les chaussures de l'utilisateur ont été équipées de FSR (Force-sensing resistor ou résistances à détection de force) afin d'obtenir les efforts exercés par les deux jambes. A l'aide des efforts exercés sur la canne et les position estimées des 3 contacts (Canne et les deux pieds), l'inscription du centre de pression dans le polygone de support formé par les 3 appuis a été évaluée. La variation du centre de pression permet ainsi de déterminer la direction d'une éventuelle chute et un positionnement de la canne en conséquence.

Ainsi l'observation des différentes cannes présentées précédemment permet de constater le recours à une plateforme mobile stable sur laquelle est montée une canne. Dans le but de se rapprocher des dimensions d'une canne conventionnelle, le développement

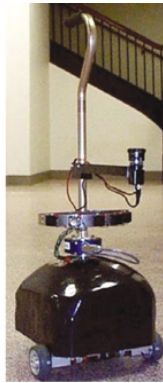


FIGURE 1.26 – PAMM

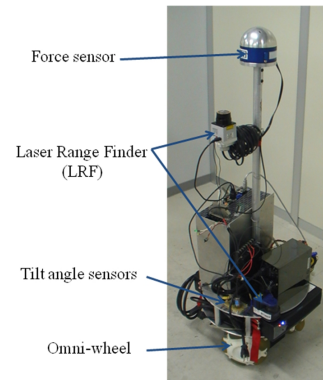


FIGURE 1.27 – Canne intelligente omnidirectionnelle développée par Pei Di

d'une canne munie d'une roue omnidirectionnelle est envisagé dans [87]. La simulation et le contrôle d'une canne demeurant stable lorsque des efforts importants sont exercés sur elle et mobile lors d'efforts légers a été menée.

1.3 Contributions

Après cet exposé de l'état de l'art des cannes robotisées, nous pouvons faire deux constats. Le premier est que l'apport d'une canne même conventionnelle reste un sujet assez peu abordé dans la littérature. Ceci se traduit par le développement de cannes robotisées dont les fonctions ne sont pas toujours claires en terme d'assistance. Le second est que les prototypes de cannes robotisées dénaturent l'objet "canne" : la canne se transforme en une base mobile statiquement stable sur laquelle on monte un bâton. Ceci induit une augmentation de l'encombrement et un usage très différent de celui d'une canne. Dans le cadre de cette thèse, nous souhaitons adresser les deux problèmes soulevés. En ce qui concerne le rôle de la canne lors de la marche, nous proposons de nous attaquer au problème à la fois par des caractérisations expérimentales et des études en simulation. Les analyses expérimentales sur sujets sains ont permis de mettre en évidence les apports mécaniques de la canne lors d'une marche artificiellement perturbée. Nos travaux sont complémentaires avec la littérature dans la mesure où une plus grande plage de vitesse de marche a pu être considérée. L'objectif de la simulation est d'offrir un outil de modélisation et d'étude de la marche assistée. Une approche de commande optimale a été mise en oeuvre et des résultats encourageants ont été obtenus. Le modèle de bipède utilisé ainsi que le coût métabolique adopté nécessiterait d'être davantage étoffé afin d'obtenir des résultats encore plus proches de la réalité expérimentale.

Pour ce qui est de l'architecture mécanique, nous avons développé un prototype de canne robotisée à une roue motorisée et un axe télescopique actionné. Cette canne plus fidèle à l'objet original, pose cependant la question de sa synchronisation avec le cycle de la marche. Nous avons alors développé une loi de commande permettant à la canne de

suivre la marche d'un sujet et de lui offrir un point d'appui lors des phases d'appui de sa jambe affectée.

Chapitre 2

Analyse expérimentale de la marche assistée d'une canne

Sommaire

2.1	Dispositif et protocole expérimentaux	30
2.2	Méthodes	33
2.3	Résultats expérimentaux	37
2.4	Conclusion	53

Peu de travaux ont été dédiés à la définition et à la quantification du rôle de la canne lors de la marche. Nous pouvons citer le travail de Bennet [54], où l'assistance apportée par une canne chez des sujets souffrant de la hanche a été évaluée. En plus du soutien au support du poids du sujet, cette analyse souligne les fonctions de freinage et de propulsion avec des efforts équivalents à 14% et à 35% de ce que produit une jambe saine. Plus récemment, une étude de l'utilisation de la canne chez des sujets hémiparétiques a été menée [16]. Le résultat est que les sujets utilisent la canne pour supporter partiellement leurs poids et comme moyen de freinage.

Dans ce chapitre, nous étudions le rôle de la canne lors de l'assistance à des marches artificiellement perturbées. Cela nous permet de déterminer comment la canne pallie la perturbation ajoutée. Les déambulations de 16 sujets sains à allures lente, moyenne et rapide dans le cadre de marches saines, perturbées et assistées sont analysées. Nous présentons tout d'abord les dispositifs expérimentaux et le protocole expérimental ainsi que la méthode d'analyse des données. Nous analysons ensuite les données enregistrées avant de conclure en explicitant le rôle de la canne.

2.1 Dispositif et protocole expérimentaux

2.1.1 Dispositif expérimental

La réalisation des mesures expérimentales a été permise par l'emploi simultané d'un système de capture de mouvement Codamotion utilisant des marqueurs actifs infrarouges et une plateforme de force AMTI synchronisée au Codamotion. S'appuyant sur 3 caméras disposées comme représenté sur la Figure 2.1, le système Codamotion permet d'obtenir les positions tridimensionnelles des marqueurs actifs infrarouges au cours du temps selon le repère global adopté noté $\mathcal{R}_0 = (O, \vec{x}_0, \vec{y}_0, \vec{z}_0)$. Parallèlement, la plateforme de force AMTI (0.90m x1.80m) permet une mesure des forces et des moments exercés sur elle (exprimés en son centre géométrique coïncidant avec \mathcal{R}_0) selon les 3 axes du repère \mathcal{R}_0 . En outre la plateforme fournit la position du Centre de Pression (CdP) exprimée également selon le repère global \mathcal{R}_0 . L'ensemble du système permet d'avoir des mesures échantillonnées à 100 Hz.

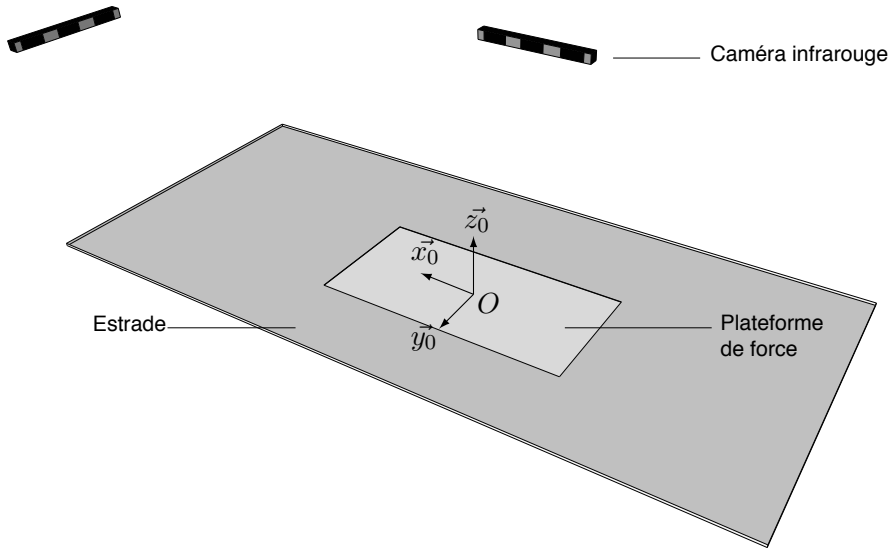


FIGURE 2.1 – Représentation de la configuration de l'espace expérimental utilisé pour la capture de mouvement. Constitué d'une estrade avec la plateforme de force AMTI intégrée au sol ainsi que 3 caméras infrarouges.

2.1.2 Protocole expérimental

Les expériences réalisées ont impliqué un groupe constitué de seize sujets sains dont l'âge moyen est de 26 ans. Le groupe constitué de 15 hommes et une femme se compose de sujets n'ayant jamais utilisé une canne auparavant. Les caractéristiques moyennes du groupe ayant participé au protocole sont détaillées dans le Tableau 2.1.

Donnée	Unité	Valeur moyenne
Age	Années	25.8 ± 2.3
Taille	cm	179 ± 5.3
Masse	kg	71.4 ± 8.5
Longueur jambe	cm	101 ± 3.5

TABLE 2.1 – Caractéristiques moyennes du groupe avec leur écarts-types (\pm)
La longueur de la jambe de chaque sujet est mesurée entre sa hanche et le sol.

Il a été demandé aux sujets de marcher selon l'axe \vec{x}_0 (l'axe \vec{x}_0 définissant le sens de la marche). La marche a été effectuée sous trois conditions : saine, perturbée et assistée. Pour chacune de ces conditions, chaque sujet a été appelé à marcher selon trois allures (lente, moyenne et rapide). Pour chaque condition et allure le sujet a effectué six essais (ce qui fait un total de 54 essais par sujet). Une pause entre deux essais consécutifs a été imposée. Aucune cadence via un métronome ou tapis de marche, ni distance à atteindre entre chaque pas a été imposée aux sujets. Les allures de marche lente, moyenne et rapide sont déterminées par chaque sujet selon son souhait. Nous détaillons dans la suite les conditions expérimentales.

2.1.2.a Marche normale

Afin d'effectuer la capture des mouvements contribuant au processus de la marche, chaque sujet est équipé de 20 marqueurs actifs positionnés comme indiqué sur la Fig. 2.2. Ce positionnement des marqueurs permet une reconstruction satisfaisante du mouvement des principaux segments du sujet [72] tout en respectant les recommandations fournies par [64] pour la capture de la position des pieds. En effet, dans [64] l'utilisation de 3 marqueurs au minimum (positionnés aux extrémités du pied et au milieu) est recommandée afin de capturer l'entrée en contact du pied avec le sol ainsi que son décollement.

2.1.2.b Marche perturbée

En plus des 20 marqueurs, la jambe gauche de chaque sujet a été équipée des deux dispositifs suivants afin de perturber la marche :

- Une attelle d'immobilisation du genou à 20° (Fig 2.2) qui permet de contraindre l'articulation du genou afin de se rapprocher de la pathologie du genou raide, observée par exemple chez certains hémiparétiques [79].
- Une semelle modifiée qui permet d'altérer l'appui du pied gauche.

Avant de faire les essais correspondant à cette condition, les sujets ont eu une période de 5 minutes pour se familiariser avec la marche contrainte par les dispositifs que nous venons de décrire.

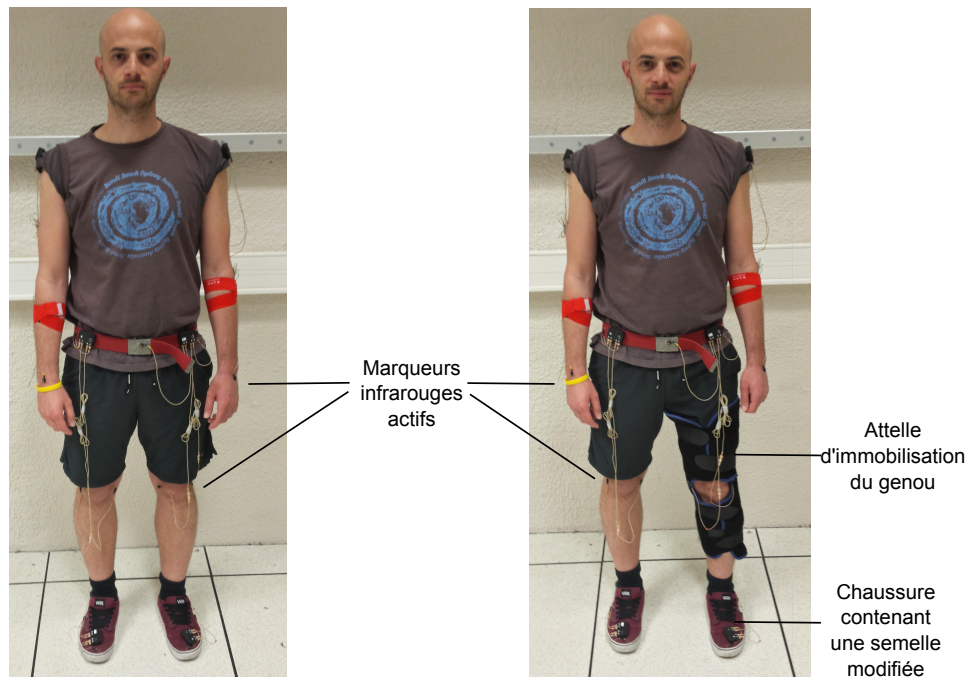


FIGURE 2.2 – Positionnement des 20 marqueurs actifs sur le sujet lors de la capture de mouvement de la marche saine (à gauche) et la marche perturbée (à droite)

2.1.2.c Marche assistée d'une canne conventionnelle instrumentée

Pour cette condition une canne instrumentée avec un capteur d'efforts 6 axes (Fig. 2.3) a été fournie aux sujets. En plus des 20 marqueurs équipant le sujet, 3 marqueurs sont disposés sur la canne instrumentée (1 pour chaque extrémité et 1 au milieu). Les sujets ont eu 5 minutes de familiarisation avec l'emploi contralatéral de la canne pour assister la marche.



FIGURE 2.3 – Canne instrumentée à l'aide d'un capteur 6 axes

2.2 Méthodes

Dans la suite, nous allons d'abord détailler la méthode employée pour déterminer les efforts produits par chaque jambe lors des phases de multiple appuis. Nous exposerons ensuite la procédure de traitement des données recueillies durant les expériences.

2.2.1 Décomposition des efforts

La plateforme de force AMTI synchronisée avec le système Codamotion permet d'obtenir la somme des efforts exercés selon chaque axe de \mathfrak{R}_0 . Afin d'évaluer les efforts produits individuellement par chaque appui (jambes et canne) et apprécier leurs contributions lors de la marche, des méthodes de décomposition des efforts mesurés par la plateforme ont été mises en oeuvre.

Indépendamment du nombre d'appuis, la plateforme de force AMTI fournit dans le repère $\mathfrak{R}_0 = (O, \vec{x}_0, \vec{y}_0, \vec{z}_0)$:

- le torseur des efforts appliqués par les contacts sur la plateforme, défini par :
 - Sa résultante

$$\vec{F}_{appuis \rightarrow plateforme} = [F_x \ F_y \ F_z]^T \quad (2.1)$$

- Son moment exprimé à l'origine de la plateforme :

$$\vec{M}_{appuis \rightarrow plateforme}^O = [M_x^O \ M_y^O \ M_z^O]^T \quad (2.2)$$

- la position du centre de pression exprimé aussi dans \mathfrak{R}_0

$$P = [x_P \ y_P]^T \quad (2.3)$$

avec

F_x : Effort antéro-postérieur global

F_y : Effort latéral global

F_z : Effort normal global

M_x^O : Moment selon \vec{x}_0 exprimé au point O

M_y^O : Moment selon \vec{y}_0 exprimé au point O

M_z^O : Moment selon \vec{z}_0 exprimé au point O

La mesure de l'effort global selon chaque direction du repère \mathfrak{R}_0 ne permet pas de distinguer les efforts individuels exercés par chaque jambe tout au long de la marche. En effet, l'alternance du pied d'appui est accompagnée d'une période de double appui servant au transfert progressif du poids d'une jambe vers l'autre. De surcroît, l'adjonction d'une canne lors de la marche assistée introduit un effort et un point de contact supplémentaires.

Lorsqu'une jambe et la canne sont au contact de la plateforme d'effort, le problème est résolu grâce à la connaissance des efforts exercés à par la canne. En effet, la canne

est équipée d'un capteur d'efforts et de marqueurs infrarouges. Ceci permet de mesurer son orientation et l'effort qu'elle applique sur la plateforme. Par projection des efforts mesurés par le capteur d'efforts et soustraction à ceux acquis par la plateforme, la contribution de la jambe est directement disponible.

Nous pouvons distinguer deux types de configurations durant lesquelles la contribution de chaque appui n'est pas disponible directement et pour lesquelles une décomposition est nécessaire :

1. Lors d'un appui bipodal pouvant survenir lors de la marche normale, perturbée ou assistée d'une canne
2. Lors d'un triple appui possible lorsque la canne et les deux pieds du sujet sont en contact avec la plateforme d'effort.

2.2.1.a Décompositions des efforts lors d'un double appui

Considérons deux appuis aux points $P_1 = [x_{P1} \ y_{P1} \ z_{P1}]^T$ et $P_2 = [x_{P2} \ y_{P2} \ z_{P2}]^T$ sur la plateforme avec $\vec{F}_{P_1} = [F_{P1x} \ F_{P1y} \ F_{P1z}]^T$ et $\vec{F}_{P_2} = [F_{P2x} \ F_{P2y} \ F_{P2z}]^T$ les forces engendrées par ces appuis, avec :

$$\vec{F}_{appuis \rightarrow plateforme} = \vec{F}_{P_1} + \vec{F}_{P_2}$$

Les relations liant ces deux efforts aux moments mesurés par la plateforme peuvent s'exprimer au point P par :

$$\vec{M}_{appuis \rightarrow plateforme}^P = \vec{M}_{\vec{F}_{P_1}}^P + \vec{M}_{\vec{F}_{P_2}}^P = \vec{M}_{\vec{F}_{P_1}}^{P_1} + \vec{M}_{\vec{F}_{P_2}}^{P_2} + P\vec{P}_1 \wedge \vec{F}_{P_1} + P\vec{P}_2 \wedge \vec{F}_{P_2} \quad (2.4)$$

avec

$$\vec{M}_{appuis \rightarrow plateforme}^P = [0 \ 0 \ M_z^P]^T \quad (2.5)$$

M_z^P représente le moment selon \vec{z}_0 engendré par les efforts des deux jambes. Ce moment est non-nul contrairement aux moments tangentiels (M_x^P et M_y^P) qui sont par définition nuls au Centre de Pression. Ce moment M_z^P est obtenu grâce à la relation suivante :

$$M_z^P = M_z^O + (x_O - x_P)F_y - (y_O - y_P)F_x \quad (2.6)$$

2.2.1.a.1 Décomposition des efforts normaux Les appuis et le CdP étant situés au sol, nous avons $z_{P1} = z_{P2} = z_P = 0$ et la projection selon l'axe \vec{x}_0 de l'équation (2.4) devient :

$$(y_{P1} - y_P)F_{P1z} + (y_{P2} - y_P)F_{P2z} = 0 \text{ avec } F_{P2z} = F_z - F_{P1z}$$

nous obtenons ainsi :

$$F_{P1_z} = F_z \frac{(y_{P2} - y_P)}{(y_{P2} - y_{P1})} \quad (2.7)$$

$$F_{P2_z} = F_z \frac{(y_{P1} - y_P)}{(y_{P1} - y_{P2})} \quad (2.8)$$

2.2.1.a.2 Décomposition des efforts antéro-postérieurs La décomposition des efforts antéro-postérieurs mesurés par une plateforme d'effort n'étant pas réalisable rigoureusement à partir de la position des deux pieds et des informations fournies par la plateforme, nous aurons recours à une approximation s'inspirant de la décomposition des efforts normaux, utilisant le Centre de Pression fourni par la plateforme.

Dans le but d'obtenir une approximation des efforts antéro-postérieurs, l'équation (2.9) obtenue par projection selon \vec{z}_0 de l'équation (2.4) sera utilisée.

$$(x_{P1} - x_P)F_{P1_y} - (y_{P1} - y_P)F_{P1_x} + (x_{P2} - x_P)F_{P2_y} - (y_{P2} - y_P)F_{P2_x} = M_z^P \quad (2.9)$$

Lors de la marche, les efforts latéraux observés [33, 95] étant généralement 5 fois plus faibles par rapport aux efforts antéro-postérieurs, ils seront négligés afin d'obtenir une approximation des efforts antéro-postérieurs.

En supposant les efforts latéraux nuls (soit $F_{P1_y} \approx 0$ et $F_{P2_y} \approx 0$), l'équation (2.9) devient :

$$-(y_{P1} - y_P)F_{P1_x} - (y_{P2} - y_P)F_{P2_x} = M_z^P \text{ avec } F_{P2_x} = F_x - F_{P1_x}$$

soit

$$F_{P1_x} = \frac{F_x(y_{P2} - y_P) + M_z^P}{(y_{P2} - y_{P1})} \quad (2.10)$$

$$F_{P2_x} = \frac{F_x(y_{P1} - y_P) + M_z^P}{(y_{P1} - y_{P2})} \quad (2.11)$$

2.2.1.b Decompositions des efforts lors d'un triple appui

Ici, un troisième appui apparaît. Nous notons ses coordonnées exprimées dans \mathfrak{R}_0 , $C = [x_C \ y_C \ z_C]^T$. L'effort appliqué par la canne en ce point d'appui est noté \vec{F}_C . Désormais :

$$\vec{F}_{\text{appuis} \rightarrow \text{plateforme}} = \vec{F}_{P1} + \vec{F}_{P2} + \vec{F}_C$$

où $\vec{F}_C = [F_{Cx} \ F_{Cy} \ F_{Cz}]^T$ est la force appliquée par la canne sur la plateforme d'effort exprimée dans \mathfrak{R}_0 . Rappelons que $\vec{F}_{\text{appuis} \rightarrow \text{plateforme}} = [F_x \ F_y \ F_z]^T$.

Les composantes de \vec{F}_C sont connues grâce au capteur d'effort intégré à la canne ainsi que la mesure de la direction de cette dernière dans \mathfrak{R}_0 . Outre la position des pieds au sol, la position du contact canne-plateforme soit le point d'application de \vec{F}_C , est aussi

connue via le système de capture de mouvement. Les relations liant ces trois efforts aux moments mesurés par la plateforme peuvent s'exprimer au point P :

$$\begin{aligned}\vec{M}_{appui \rightarrow plateforme}^P &= \vec{M}_{F_{P_1}}^P + \vec{M}_{F_{P_2}}^P + \vec{M}_{F_C}^P = \vec{M}_{F_{P_1}}^{P_1} + \vec{M}_{F_{P_2}}^{P_2} + \vec{M}_{F_C}^C + P\vec{P}_1 \wedge \vec{F}_{P_1} \\ &\quad + P\vec{P}_2 \wedge \vec{F}_{P_2} + P\vec{C} \wedge \vec{F}_C\end{aligned}\tag{2.12}$$

avec

$$\vec{M}_{appui \rightarrow plateforme}^P = [0 \ 0 \ M_z^P]^T\tag{2.13}$$

En projetant selon l'axe \vec{x}_0 , l'équation (2.12) nous obtenons :

$$\begin{aligned}(y_{P_1} - y_P)F_{P_{1z}} - (z_{P_1} - z_P)F_{P_{1y}} + (y_{P_2} - y_P)F_{P_{2z}} - (z_{P_2} - z_P)F_{P_{2y}} + (y_C - y_P)F_{C_z} \\ - (z_C - z_P)F_{C_y} = 0\end{aligned}\tag{2.14}$$

2.2.1.b.1 Décomposition des efforts normaux Les points P_1 , P_2 et C étant coplanaires et appartenant au plan formé par le sol $z_{P_1} = z_{P_2} = z_C = z_P = 0$. En conséquence l'équation (2.14) devient :

$$(y_{P_1} - y_P)F_{P_{1z}} + (y_{P_2} - y_P)F_{P_{2z}} + (y_C - y_P)F_{C_z} = 0 \text{ avec } F_{P_{2z}} = F_z - F_{P_{1z}} - F_{C_z}$$

Soit

$$F_{P_{1z}} = \frac{F_z(y_P - y_{P_2}) + F_{C_z}(y_{P_2} - y_C)}{(y_{P_1} - y_{P_2})}\tag{2.15}$$

$$F_{P_{2z}} = \frac{F_z(y_P - y_{P_1}) + F_{C_z}(y_{P_1} - y_C)}{(y_{P_2} - y_{P_1})}\tag{2.16}$$

2.2.1.b.2 Décomposition des efforts antéro-postérieurs Similairement à la section précédente, le recours à une approximation sera nécessaire pour différencier les efforts des deux jambes. A cet effet l'Equation (2.12) projetée selon \vec{z}_0 est utilisée tout en négligeant les efforts latéraux :

$$-(y_{P_1} - y_P)F_{P_{1x}} - (y_{P_2} - y_P)F_{P_{2x}} - (y_C - y_P)F_{C_x} = M_z^P \text{ avec } F_{P_{2x}} = F_x - F_{P_{1x}} - F_{C_x}$$

Soit

$$F_{P_{1x}} = \frac{M_z^P + F_x(y_{P_2} - y_P) + F_{C_x}(y_C - y_{P_2})}{(y_{P_2} - y_{P_1})}\tag{2.17}$$

$$F_{P2X} = \frac{M_z^P + F_x(y_{P1} - y_P) + F_{C_x}(y_C - y_{P1})}{(y_{P1} - y_{P2})} \quad (2.18)$$

2.2.2 Analyse des données

Les caractéristiques physiques des sujets ayant participé au protocole étant différentes, les résultats de chaque sujet sont normalisés selon les recommandations fournies par [74] dans le cadre de l'analyse de la marche. L'adimensionnalisation est effectuée pour chaque essai en :

- divisant les vitesses par $\sqrt{g \cdot L_{jambe}}$
- divisant les longueurs par L_{jambe}
- divisant les durées par $\sqrt{L_{jambe}/g}$
- divisant les forces par $m_{sujet} \cdot g$

avec L_{jambe} représentant la longueur de la jambe du sujet, m_{sujet} sa masse et g l'accélération gravitationnelle terrestre.

Chaque essai ayant été adimensionnalisé, une délimitation du cycle de la marche a été accomplie pour chaque essai. Pour rappel, le cycle de la marche adopté durant notre étude débute par l'appui simple sur la jambe droite.

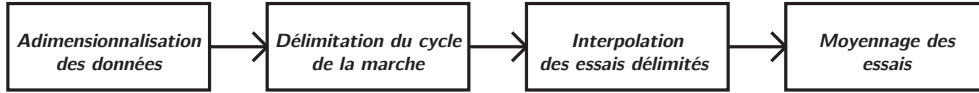


FIGURE 2.4 – Représentation de la succession de traitements permettant d'obtenir un profil moyen du groupe

Afin de pouvoir représenter sur un cycle de la marche, le résultat moyen du groupe pour chaque allure (lente, moyenne et rapide) et chaque configuration de marche (saine, perturbée et assistée), une interpolation de chacun des cycles de la marche délimité est opérée. Cette interpolation a pour but de représenter tous les résultats (trajectoires, efforts) selon un nombre d'échantillons N constant et unique. La représentation de tous les profils (trajectoires, efforts) selon un nombre constant permet leur fusion afin de déterminer un profil moyen ainsi que son écart-type. Les statistiques permettant d'apprécier la signification des résultats sont calculées à l'aide du test de Student. Le processus permettant d'obtenir le profil moyen du groupe est schématisé sur la Figure 2.4.

2.3 Résultats expérimentaux

Nous allons dans la suite présenter les résultats obtenus pour les différentes conditions que nous avons détaillées. Afin de faciliter l'observation des résultats, ceux relatifs à la

jambe droite seront représentés en bleu et les résultats de la jambe gauche en rouge. Les écart-types associés aux résultats seront représentés en pointillés de la même couleur. Pour rappel, la jambe gauche sera la jambe équipée des dispositifs contraignants dans le cadre de la marche perturbée et assistée d'une canne.

2.3.1 Analyse de la marche saine

Les vitesses moyennes de marche reportées dans le Tableau 2.2, indiquent un respect du changement d'allure requis. Le changement de vitesse est statistiquement significatif ($p < 0.05$).

Allure	Vitesse moyenne	Longueur moyenne de l'enjambée	Cadence moyenne (pas/min)
Lente	0.36 ± 0.02	1.46 ± 0.06	99 ± 6
Moyenne	0.45 ± 0.04	1.56 ± 0.11	106 ± 6
Rapide	0.51 ± 0.03	1.64 ± 0.09	113 ± 10

TABLE 2.2 – Résultats spatio-temporels moyens obtenus sur tout le groupe dans le cadre de la marche saine pour les 3 allures (moyenne \pm écart-type). La vitesse moyenne et la longueur de l'enjambée sont adimensionnelles.

Le Tableau 2.3 présentant l'évolution de la longueur des enjambées effectuées par jambe selon les allures, indique une quasi-égalité entre la longueur des enjambées moyennes effectuées par la jambe droite et la jambe gauche. Cette symétrie décrite dans [60, 80] et valable pour les différentes allures, s'accompagne d'une croissance de la longueur des enjambées permettant l'accroissement de la vitesse de marche. De même, comme la longueur d'une enjambée accomplie par une jambe est liée à sa durée de balancement (pied décollé du sol), une hausse légère et progressive de la phase de balancement (en % du cycle) accompagne l'augmentation de la vitesse de la marche.

Allure	Jambe	Longueur moyenne d'une enjambée	Phase d'appui en % du cycle
Lente	Droite	1.43 ± 0.15	61.2 ± 2.2
	Gauche	1.45 ± 0.11	59.3 ± 2.1
Moyenne	Droite	1.57 ± 0.19	59.2 ± 1.5
	Gauche	1.58 ± 0.13	58.1 ± 1.6
Rapide	Droite	1.65 ± 0.25	57.9 ± 2.0
	Gauche	1.66 ± 0.13	56.7 ± 1.7

TABLE 2.3 – Résultats spatio-temporels de chaque jambe obtenus dans le cadre de la marche saine pour les 3 allures. La longueur moyenne de l'enjambée est adimensionnelle.

L'accroissement de la vitesse est aussi expliqué par une augmentation de la cadence (représentant le nombre de pas effectués durant une minute) pour des allures croissantes. La valeur moyenne de la cadence par rapport à une allure moyenne subit une baisse

d'environ 6% pour une vitesse lente et une hausse équivalente pour une marche plus rapide (cf. Tableau 2.3).

L'évolution des principales articulations de la jambe au cours d'une enjambée est illustrée par la Figure 2.5. Ces articulations sont représentées dans la Figure 2.6 et suivent, lors d'une enjambée, l'évolution indiquée dans la Figure 2.7. Par définition la position de référence (configuration où l'angle de l'articulation de la hanche, du genou et de la cheville est à 0) correspond à une position debout. Ainsi la flexion de la hanche est définie comme le mouvement rapprochant la cuisse vers le buste. Le mouvement opposé étant défini comme l'extension de la hanche. La flexion du genou, définie comme étant le mouvement rapprochant la jambe de la cuisse, est caractérisée par un angle positif. Le mouvement opposé éloignant la jambe de la cuisse est défini comme l'extension du genou avec une décroissance de l'angle. La flexion de la cheville appelée également 'dorsi-flexion' se manifeste par un rapprochement du pied et de la jambe s'accompagnant d'une croissance de l'angle de la cheville. Le mouvement opposé correspond à la flexion de la cheville appelé 'Plantarflexion'.

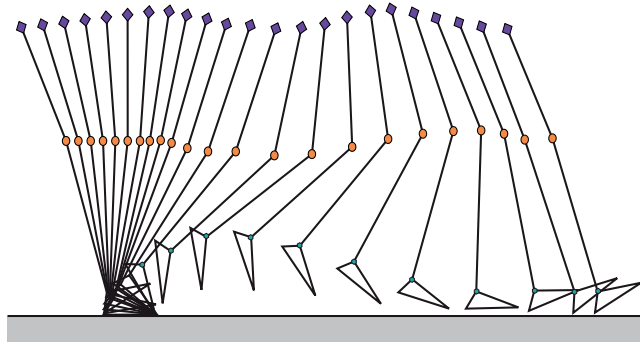


FIGURE 2.5 – Positions adoptées par une jambe au cours d'une enjambée

Selon [90], le changement d'allure n'affecte pas fortement les excursions articulaires. Une vitesse de marche croissante entraîne une amplitude légèrement plus importante du débattement du genou lors de la phase d'appui ainsi qu'une extension plus précoce de la cheville. Les variations articulaires d'un sujet représentés dans la Figure 2.8, corroborent cette observation.

La marche repose sur les efforts générés par les jambes lors des phases de simple et double appuis. Nous utilisons ici les méthodes développées précédemment pour étudier la contribution de chaque jambe dans les directions normale et antéro-postérieure.

Le profil moyen des efforts normaux obtenu pour une allure moyenne ($V_{marche} = 0.45$) représenté sur la Figure 2.9 permet d'observer pour chaque jambe un profil d'effort en forme de "M" :

1. La force exercée croît rapidement lors de l'entrée de la jambe en contact avec le sol due à la réception du poids. Cette évolution a lieu lors d'une phase de double

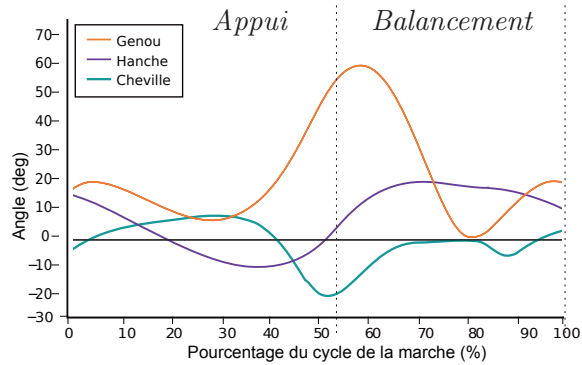
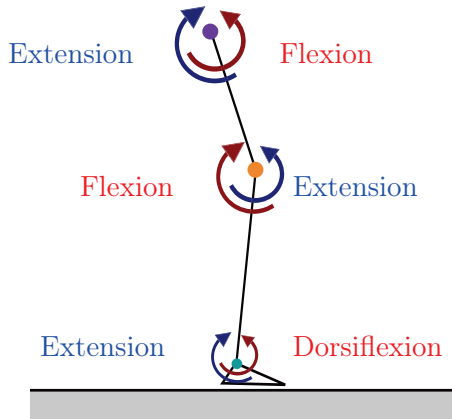


FIGURE 2.6 – Représentation des mouvements de flexion et extension de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal

FIGURE 2.7 – Evolution des articulations de la marche normale, extrait de Kirtley [50]

appui.

2. Cette croissance se poursuit jusqu'à l'atteinte du premier pic ($\simeq 1.15$ fois le Poids), lors du début de la phase d'appui simple.
3. Une baisse de l'effort normal jusqu'au moment où le centre de masse atteint son sommet au milieu de la phase d'appui simple.
4. A partir du milieu de la phase d'appui simple, une augmentation de l'effort normal est observable jusqu'à l'atteinte du second pic (en fin de phase d'appui simple ou au début du double appui) d'une amplitude équivalente au premier pic.
5. Enfin, la fin de la phase de double appui s'accompagne d'une chute rapide des efforts normaux générés avec un transfert du poids vers la jambe nouvellement en contact.

En parallèle de ces efforts normaux, les efforts antéro-postérieurs produits lors d'un cycle de la marche sont présentés sur la Figure 2.10 et leur évolution peut être traduite de la sorte :

1. Génération d'efforts de freinage (effort négatif) dès l'établissement du contact entre le pied et le sol avec un effort de freinage maximal ($\simeq -0.19$ fois le Poids) se produisant quasi-simultanément au premier pic observé sur les efforts normaux.
2. Durant la phase d'appui simple, une transition entre des efforts freinage et de propulsion (effort positif) est opérée. Cette transition s'effectue par une diminution progressive des efforts de freinage durant la première moitié du simple appui, suivi d'une génération croissante d'efforts de propulsion. Ces efforts de propulsion atteignent leur maximum ($\simeq 0.20$ fois le Poids) quasi-simultanément au second pic observé sur les efforts normaux.

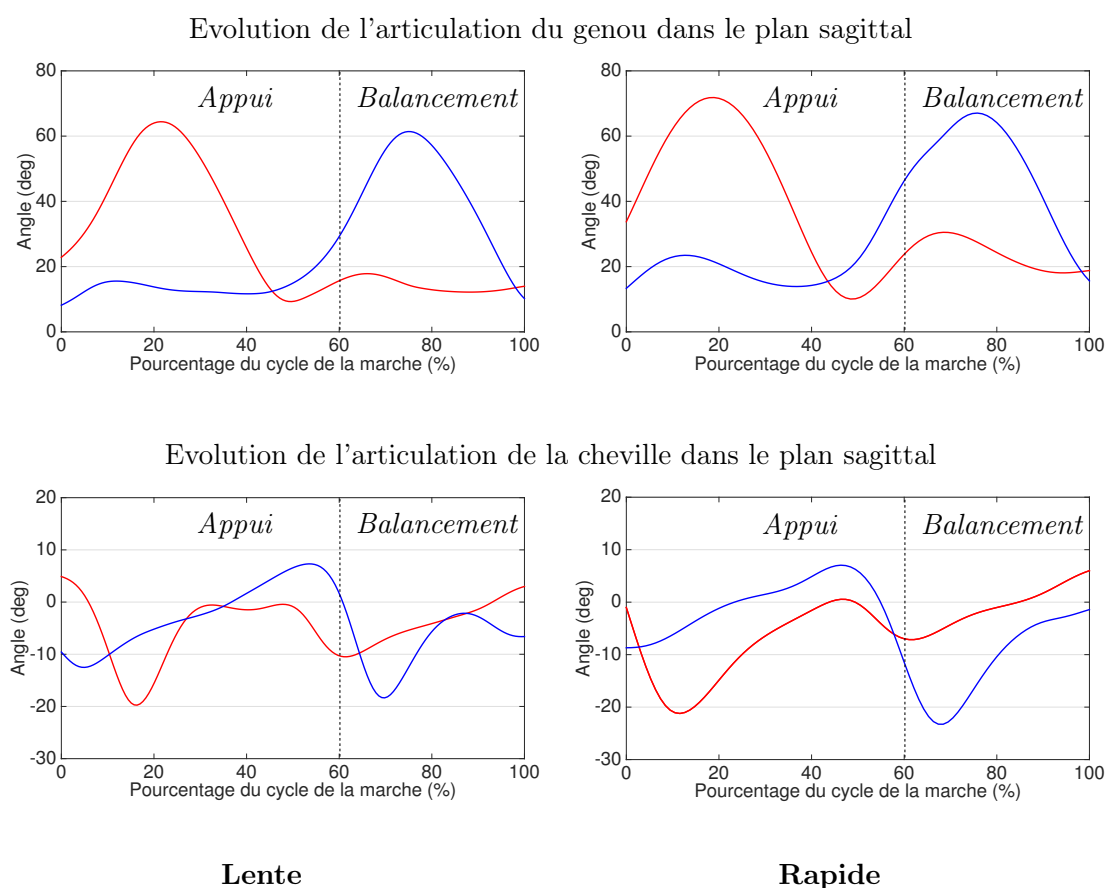


FIGURE 2.8 – Evolution des articulations du genou et de la cheville des jambes du Sujet 1 dans le plan sagittal au cours du cycle de la marche pour les allures lente et rapide. La jambe droite et gauche sont représentées respectivement en bleu et rouge. La délimitation des phases est représentée pour la jambe droite

3. Enfin durant la phase de double appui, ces efforts de propulsion chutent jusqu'au décollage du pied alors que simultanément des efforts de freinage sont exercés par la jambe nouvellement en contact.

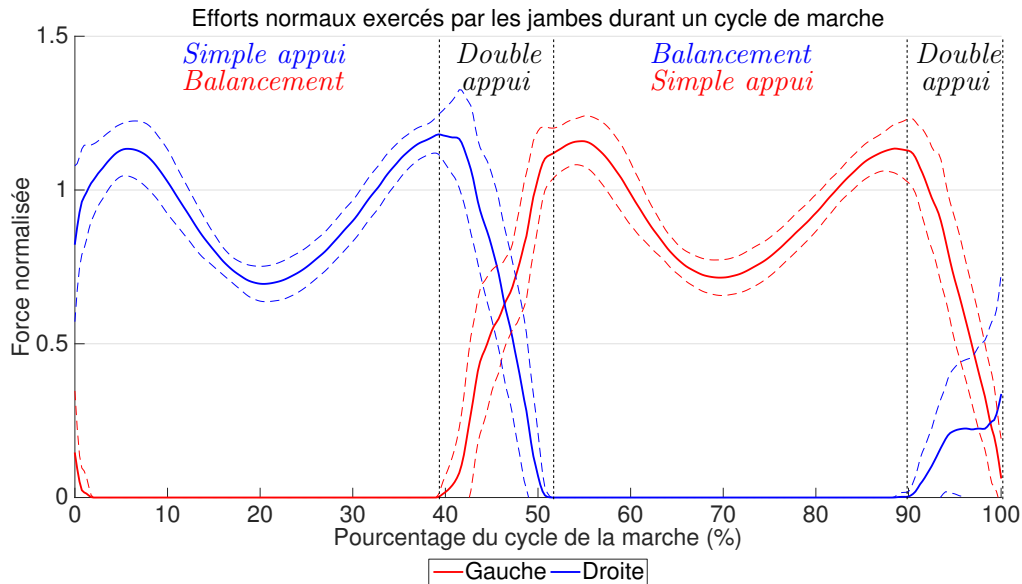


FIGURE 2.9 – Efforts normaux générés par les jambes lors de la marche saine à allure normale. $V=0.45$. Le trait continu représente la moyenne et le trait interrompu représente l'écart type. La jambe droite est représentée en bleu et la jambe gauche en rouge.

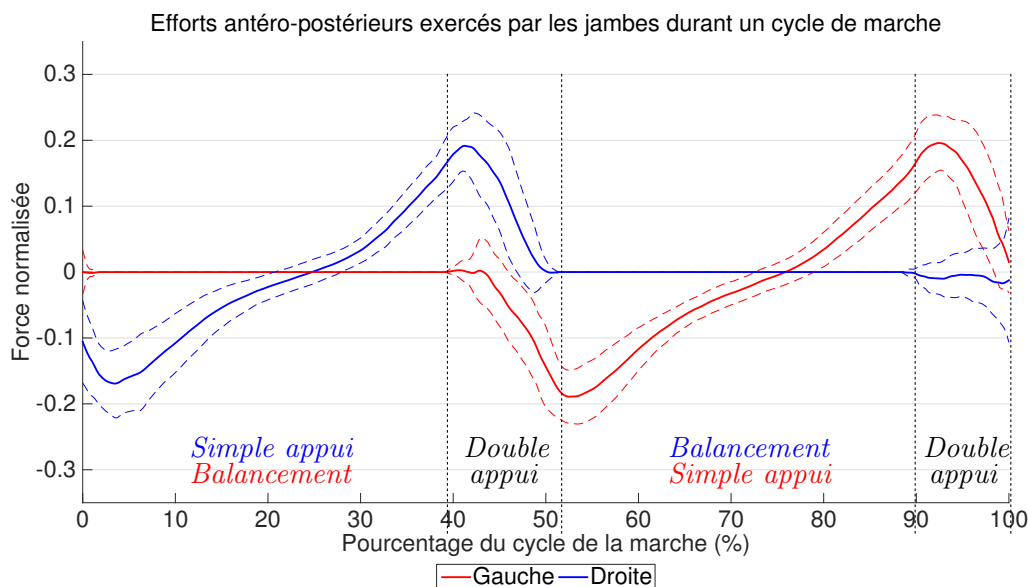


FIGURE 2.10 – Efforts antéro-postérieurs générés par les jambes lors de la marche saine à allure normale. $V=0.45$. Le trait continu représente la moyenne et le trait interrompu représente l'écart type. La jambe droite est représentée en bleu et la jambe gauche en rouge.

Présentés pour une allure de marche moyenne sur les Figures 2.9 et 2.10, les efforts normaux et antéro-postérieurs varient selon l'allure de la marche [61]. Afin d'apprécier cette influence, les efforts obtenus pour les 3 allures (lente, moyenne et rapide) sont représentés sur les Figures 2.11 et 2.12. Nous pouvons observer, pour des vitesses croissantes, une augmentation (non statistiquement significative) des pics des forces normales et antéro-postérieures ainsi qu'une chute des efforts normaux au milieu des phases d'appui simple.

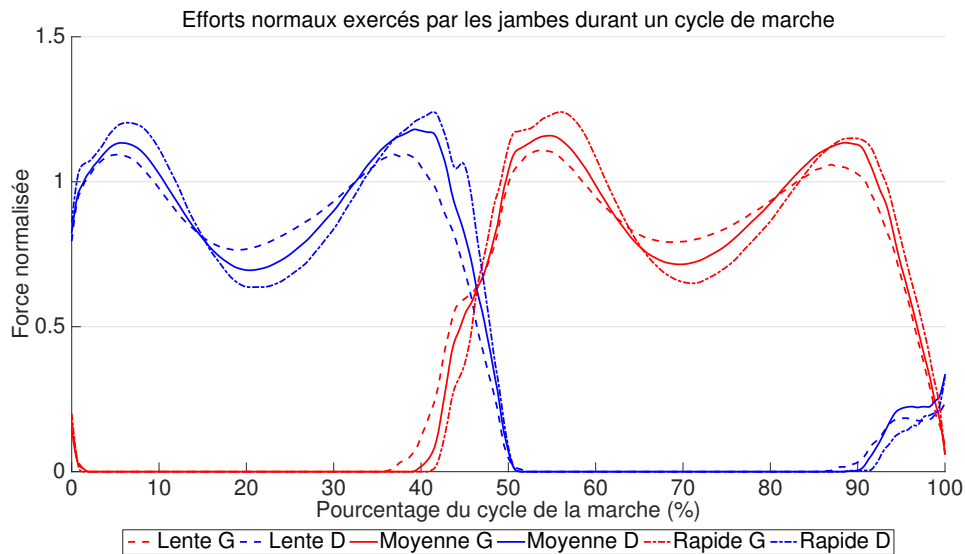


FIGURE 2.11 – Efforts normaux générés par les jambes lors de la marche saine à allure lente ($V=0.36$, en pointillé –), moyenne ($V=0.45$, trait continu) et rapide ($V=0.51$, en point et pointillé .-).

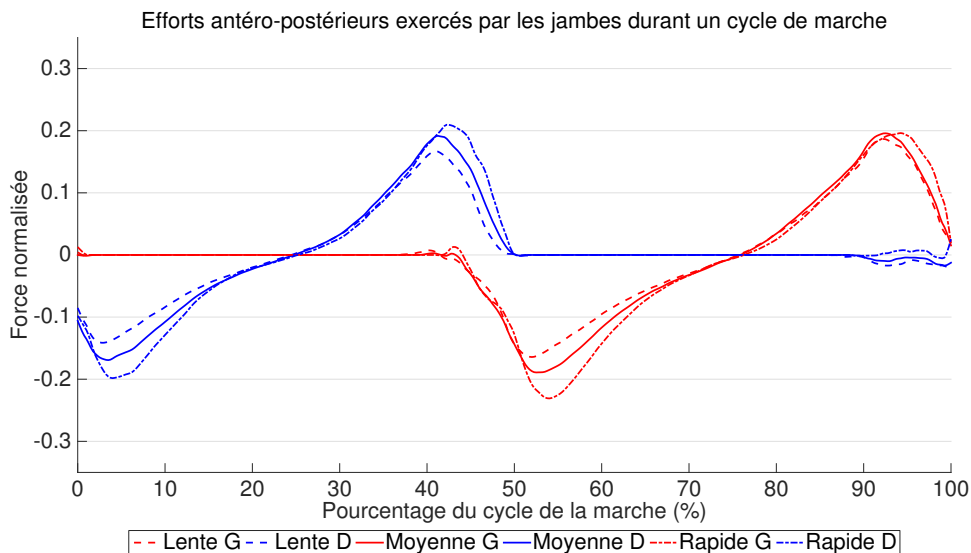


FIGURE 2.12 – Efforts antéro-postérieurs moyens générés par les jambes lors de la marche saine à allure lente ($V=0.36$, en pointillé –), moyenne ($V=0.45$, trait continu) et rapide ($V=0.51$, en point et pointillé .-).

2.3.2 Analyse de la marche perturbée

Les vitesses de marche obtenues et fournies dans le Tableau 2.4 indiquent une baisse de la vitesse de marche moyenne pour toutes les allures. Un abaissement de la vitesse de marche de 11% à allure lente, 20% à allure moyenne et 22% ($p < 0.05$) à allure rapide est observable par rapport à la marche saine, indiquant un impact notable des dispositifs contraignants. L'adjonction des deux dispositifs contraignants n'altère que peu la cadence de marche des sujets. En effet, une très légère baisse de la cadence moyenne (-2.0% , -1.8% et -3.5% pour les allures lente, moyenne et rapide) est observée par rapport à la marche saine.

Allure	Vitesse moyenne	Longueur moyenne de l'enjambée	Cadence moyenne (pas/min)
Lente	0.32 ± 0.03	1.24 ± 0.12	97 ± 9
Moyenne	0.36 ± 0.02	1.28 ± 0.09	104 ± 8
Rapide	0.40 ± 0.02	1.36 ± 0.11	109 ± 7

TABLE 2.4 – Résultats spatio-temporels moyens obtenus sur tout le groupe dans le cadre de la marche perturbée pour les 3 allures (moyenne \pm écart-type). La vitesse moyenne et la longueur de l'enjambée sont adimensionnelles.

La réduction de vitesse constatée s'explique donc essentiellement par la modification de longueur des enjambées effectuées par les sujets comme reporté dans le tableau 2.4. En effet, la longueur moyenne des enjambées est clairement diminuée par rapport à ce qui a été observé lors de la marche saine (Tableau 2.2), et ce pour les deux jambes et pour toutes les allures ($p < 0.05$).

Allure	Jambe	Longueur moyenne d'une enjambée	Phase d'appui en % du cycle
Lente	Droite	1.22 ± 0.16	63.7 ± 2.1
	Gauche	1.20 ± 0.13	57.9 ± 2.6
Moyenne	Droite	1.26 ± 0.12	63.2 ± 1.8
	Gauche	1.25 ± 0.08	57.4 ± 1.8
Rapide	Droite	1.35 ± 0.12	61.6 ± 1.8
	Gauche	1.33 ± 0.15	55.5 ± 1.7

TABLE 2.5 – Résultats spatio-temporels de chaque jambe obtenus dans le cadre de la marche perturbée pour les 3 allures. La longueur moyenne de l'enjambée est adimensionnelle.

La diminution des longueurs de l'enjambée moyenne, pour la jambe artificiellement handicapée et pour la jambe non équipée, peut s'expliquer de la sorte :

- La présence de l'attelle sur le genou gauche, réduit l'amplitude de flexion du genou gauche lors du balancement (passant de 70° à 35° comme on peut le constater sur

la Figure 2.13). La gêne occasionnée pourrait expliquer le choix d'effectuer des enjambées plus courtes.

- La diminution de la longueur de l'enjambée de la jambe non perturbée peut s'expliquer par la réduction de la durée de sa phase de balancement. Cette phase correspond à la phase d'appui simple de la jambe perturbée. Et on peut observer à partir du Tableau 2.5 l'existence d'un déséquilibre des durées d'appui entre les deux jambes. La diminution de la durée de la phase d'appui ($p < 0.05$) de la jambe perturbée (phase de balancement de la jambe saine) peut s'expliquer aisément par l'inconfort induit par la semelle modifiée.

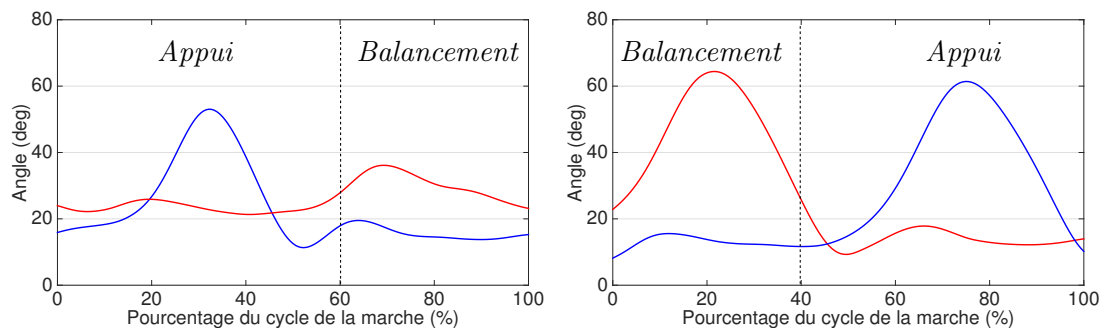


FIGURE 2.13 – Evolution de l'articulation du genou des jambes pour un sujet lors de marches lentes sans (à droite) et avec (à gauche) perturbation. Il est à noter que la jambe gauche commence par une phase d'appui sur la figure à gauche et par une phase de balancement sur la figure droite.

Afin de pouvoir comparer la marche perturbée à la marche saine, les résultats obtenus pour une vitesse de marche similaire seront comparés. La vitesse moyenne de la marche perturbée à allure moyenne étant sensiblement identique à celle de la marche saine à allure lente, ces deux configurations seront comparées dans un premier temps.

Ainsi, les Figures 2.14 et 2.15, représentant l'évolution moyenne des efforts normaux et antéro-postérieurs durant un cycle de marche perturbée, permet d'observer un allongement de la phase d'appui totale de la jambe droite c'est-à-dire la jambe saine. Cette phase d'appui de la jambe droite se caractérise par un profil différent de celui observé lors de la marche saine avec des efforts normaux et de freinage légèrement plus importants. La différence notable par rapport à la marche saine réside dans les efforts produits par la jambe perturbée ($p < 0.05$). La réduction de la moyenne des efforts normaux à l'initiation et à la fin de la phase d'appui est respectivement de 12% et 8%. De plus, la valeur moyenne des extrema des efforts de freinage et de propulsion chutent de 56% et 27% respectivement.

L'examen des efforts générés durant la marche perturbée pour les 3 allures (cf. Figures 2.16 et 2.17) ne permet pas de voir une différence significative. Nous pouvons cependant déceler une légère augmentation des efforts de propulsion de la jambe saine et de freinage de la jambe perturbée lors du transfert de la première vers la deuxième. Cette augmen-

tation peut être expliquée par un transfert plus rapide du poids sur la jambe perturbée vu l'inconfort que peut engendrer une réception plus progressive. Nous pouvons en effet constater en étudiant les résultats reportés dans le tableau 2.6 une légère augmentation de la vitesse latérale maximale du CdP lors du transfert de la jambe saine vers la jambe perturbée par rapport à ce qui est observé lors d'une marche saine ($p < 0.05$).

Allure	Saine	Perturbée	Assistée
Lente	0.34 ± 0.07	0.39 ± 0.18	0.19 ± 0.20
Moyenne	0.36 ± 0.07	0.41 ± 0.20	0.28 ± 0.19
Rapide	0.36 ± 0.09	0.44 ± 0.17	0.35 ± 0.16

TABLE 2.6 – Amplitude maximale de la vitesse latérale adimensionnelle du Centre de Pression

2.3.3 Analyse de la marche avec une canne

Le Tableau 2.7 indiquant la vitesse moyenne de marche observée selon chaque allure permet de constater une chute importante de celles-ci par rapport à la marche perturbée ($p < 0.05$). Cette chute de 44%, 39%, 33% pour les valeurs moyennes des vitesses lente, moyenne et rapide respectivement, s'explique d'une part, par une cadence moindre (-30%, -29% et -25%) ($p < 0.05$) et d'autre part une longueur moyenne de l'enjambée réduite (-21%, -13% et -7%) ($p < 0.05$) par rapport à la marche perturbée.

Allure	Vitesse moyenne	Longueur moyenne d'une enjambée	Cadence moyenne (pas/min)
Lente	0.18 ± 0.01	0.98 ± 0.16	68 ± 11
Moyenne	0.22 ± 0.03	1.11 ± 0.11	74 ± 8
Rapide	0.27 ± 0.04	1.27 ± 0.11	82 ± 7

TABLE 2.7 – Résultats spatio-temporels moyens obtenus sur tout le groupe dans le cadre de la marche avec une canne pour les 3 allures (moyenne \pm écart-type). La vitesse moyenne et la longueur de l'enjambée sont adimensionnelles.

Allure	Jambe	Longueur moyenne d'une enjambée	Phase d'appui en % du cycle
Lente	Droite	0.99 ± 0.13	73.9 ± 3.7
	Gauche	0.96 ± 0.14	58.4 ± 2.9
Moyenne	Droite	1.08 ± 0.09	73.1 ± 4.8
	Gauche	1.04 ± 0.10	58.1 ± 3.4
Rapide	Droite	1.26 ± 0.13	65.7 ± 2.8
	Gauche	1.33 ± 0.15	58.9 ± 2.7

TABLE 2.8 – Résultats spatio-temporels de chaque jambe obtenus dans le cadre de la marche avec une canne pour les 3 allures. La longueur moyenne de l'enjambée est adimensionnelle.

L'observation des résultats spatio-temporels de chacune des jambes (cf. Tableau 2.8) indique une quasi-égalité entre la longueur des enjambées accomplies par les jambes saine

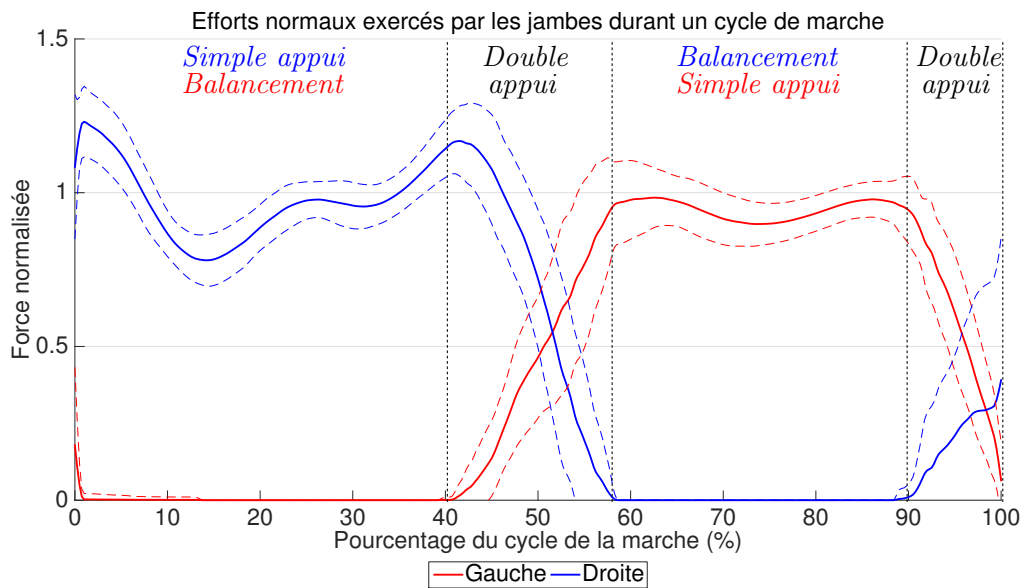


FIGURE 2.14 – Efforts normaux générés par les jambes lors de la marche perturbée à allure moyenne. Vitesse moyenne = 0.36 ± 0.04 . En bleu, la jambe droite saine et en rouge la jambe gauche perturbée. Le trait continu représente la moyenne et le trait interrompu représente l'écart type.

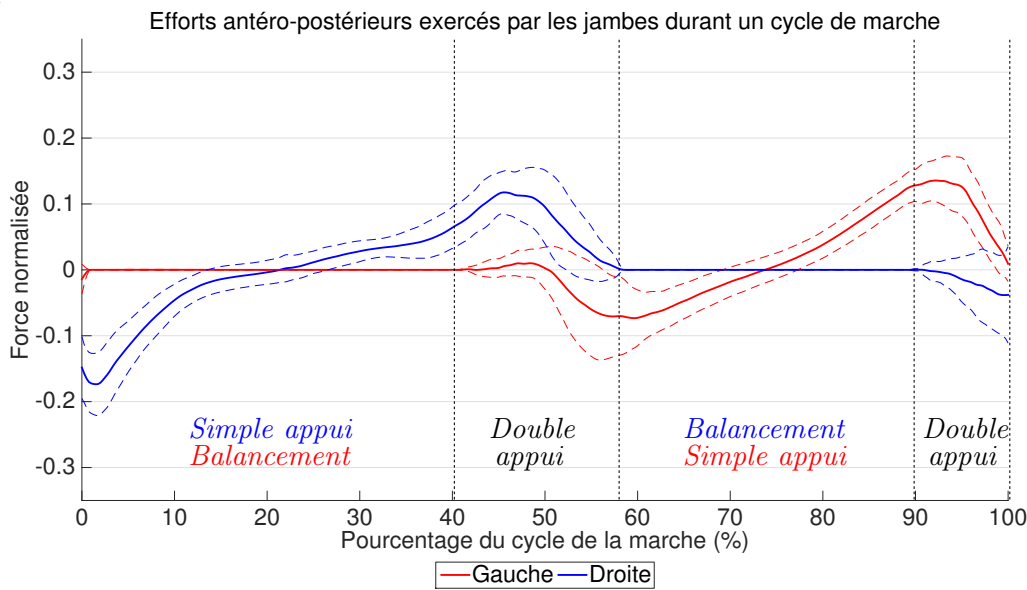


FIGURE 2.15 – Efforts antéro-postérieurs générés par les jambes lors de la marche perturbée à allure moyenne. Vitesse moyenne = 0.36 ± 0.04 . En bleu, la jambe droite saine et en rouge la jambe gauche perturbée. Le trait continu représente la moyenne et le trait interrompu représente l'écart type.

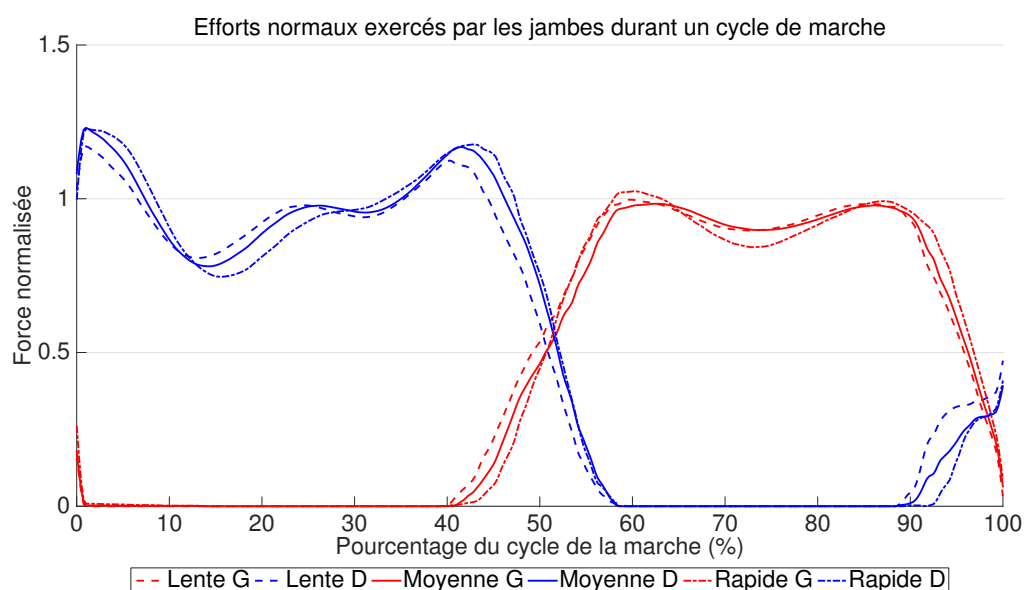


FIGURE 2.16 – Efforts normaux générés par les jambes lors de la marche perturbée à allure lente ($V=0.32$, en pointillé -), moyenne ($V=0.36$, trait continu) et rapide ($V=0.40$, en point et pointillé -). Les jambes droite et gauche sont représentées respectivement en bleu et rouge.

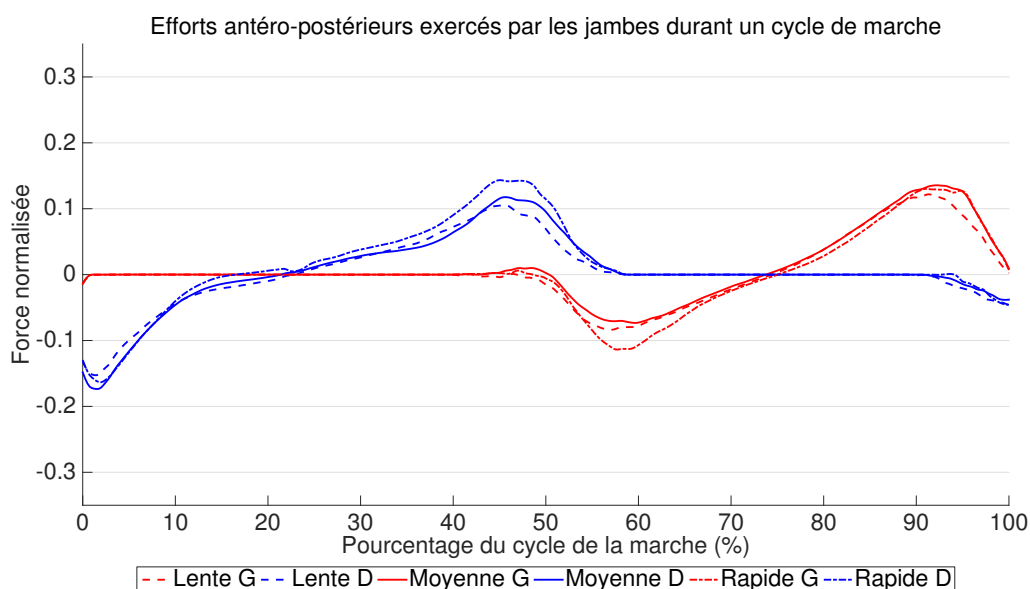


FIGURE 2.17 – Efforts antéro-postérieurs générés par les jambes lors de la marche perturbée à allure lente ($V=0.32$, en pointillé -), moyenne ($V=0.36$, trait continu) et rapide ($V=0.40$, en point et pointillé -). Les jambes droite et gauche sont représentées respectivement en bleu et rouge.

et perturbée. Cependant la durée passée en phase d'appui (en % du cycle de la marche) indique un accroissement de la durée passée en appui sur la jambe saine par rapport à la marche perturbée ($p < 0.05$). La diminution de la vitesse de marche pour toutes les allures ainsi que l'accroissement de la phase d'appui de la jambe saine peuvent s'expliquer par l'introduction d'un dispositif exogène au système locomoteur habituel. Ce dispositif introduit une coordination avec le membre supérieur tenant la canne pouvant ralentir la marche [37].

Les Figures 2.18 et 2.19 montrent les efforts des deux jambes lors d'une marche assistée par la canne pour une allure similaire à celle de la marche perturbée présentée dans les Figures 2.14 et 2.15. On remarque un sous-emploi de la jambe perturbée dont les efforts normaux et antéro-postérieurs sont largement diminués en comparaison avec la marche perturbée non assistée ($p < 0.05$).

Les Figures 2.20 et 2.21 illustrent les efforts produits par la canne durant le cycle de la marche. Durant le début de la phase d'appui simple de la jambe saine, la canne exerce des efforts normaux et propulsifs décroissants qui correspondent à la fin de l'aide fournie lors de la phase précédente. Pendant la suite de cette phase, la canne n'exerce plus aucun effort vu que le sujet l'a soulevée du sol. Pendant la phase de double appui (correspondant au transfert du poids de la jambe saine vers la jambe perturbée), un effort normal est initié. Ce dernier croît ensuite lors de la phase de simple appui de la jambe perturbée. Il est également accompagné d'un effort de propulsion qui permettra le transfert du poids vers la jambe saine lors de la phase suivante d'appui double.

Les efforts latéraux produits par la canne sont négligeables. Leur plage de variations est d'environ 0.03 fois le poids du sujet pour les marches lente et moyenne. Cette plage atteint seulement 0.02 fois le poids pour une allure rapide.

Les efforts normaux produits par la canne ont tendance à décroître en fonction de l'allure de la marche comme cela peut être observé sur la Figure 2.22. En ce qui concerne les efforts antéro-postérieurs (Figure 2.23), on peut remarquer une diminution de l'assistance à la propulsion pour des allures décroissantes. Pour des marches lentes, on remarque également l'apparition d'une assistance au freinage lors de la fin de la phase de triple appui et avant le passage à un double appui composé par la jambe perturbée et la canne.

Ces observations sont cohérentes avec celles effectuées dans [16] où l'assistance apportée par une canne chez des sujets hémiparétiques a été évaluée. Dans [16], l'assistance au support du poids ainsi qu'à la génération d'efforts de freinage ont été observés avec la canne chez des sujets hémiparétiques marchant à une allure très lente comprise entre 4.2 to 35.8 cm/s (entre 0.01 et 0.11 en vitesse adimensionnelle). Ceci concorde avec notre observation de la diminution de l'aide à la propulsion et de l'apparition d'une assistance au freinage pour des allures de marche lentes.

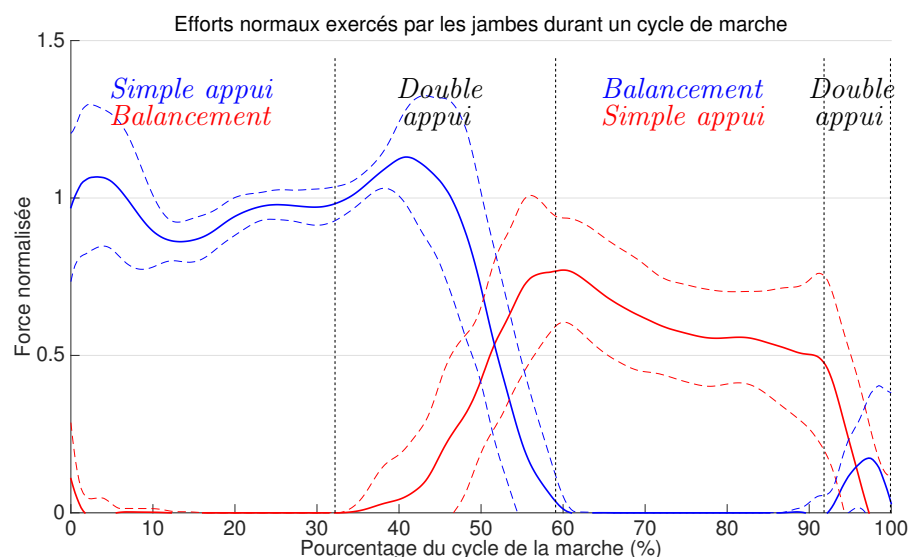


FIGURE 2.18 – Efforts normaux générés par les jambes lors de la marche assistée à une vitesse $V=0.32$. La jambe droite (saine) est représentée en bleu et la jambe gauche (perturbée) en rouge. Le trait continu représente la moyenne et le trait interrompu représente l'écart type.

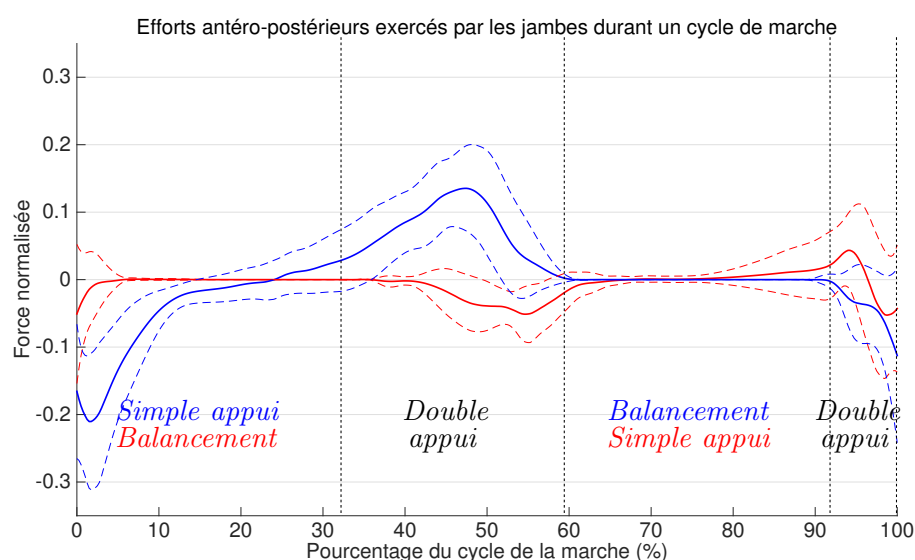


FIGURE 2.19 – Efforts antéro-postérieurs générés par les jambes lors de la marche assistée à une vitesse $V=0.32$. La jambe droite (saine) est représentée en bleu et la jambe gauche (perturbée) en rouge. Le trait continu représente la moyenne et le trait interrompu représente l'écart type.

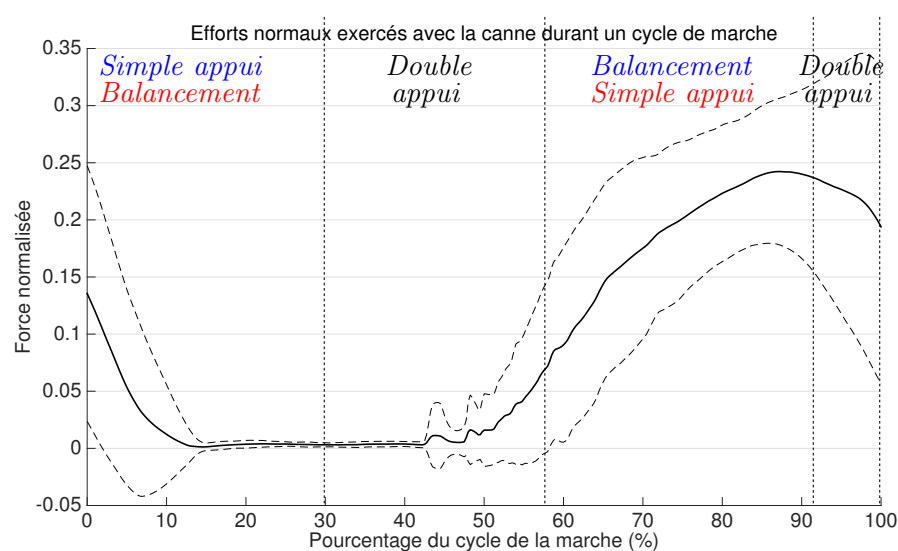


FIGURE 2.20 – Efforts normaux générés par la canne de la marche assistée à une vitesse $V=0.32$. Le trait continu représente la moyenne et le trait interrompu représente l'écart type. Les simples et doubles appuis ne prennent ici en compte que les jambes.

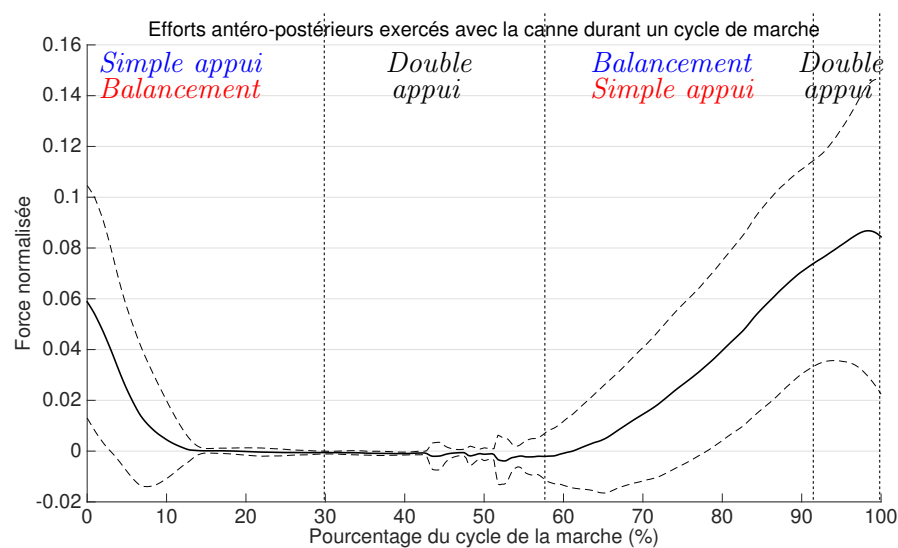


FIGURE 2.21 – Efforts antéro-postérieurs générés par la canne lors de la marche assistée à une vitesse $V=0.32$. Le trait continu représente la moyenne et le trait interrompu représente l'écart type. Les simples et doubles appuis ne prennent ici en compte que les jambes.

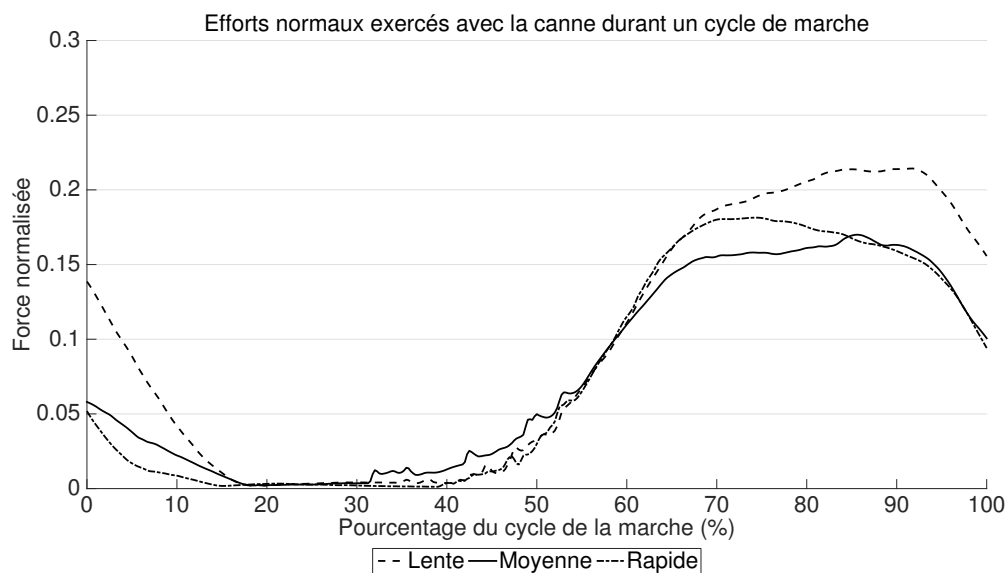


FIGURE 2.22 – Efforts normaux générés avec la canne lors de la marche assistée à allure lente ($V=0.18$, en pointillé –), moyenne ($V=0.22$, trait continu) et rapide ($V=0.27$, en point et pointillé).

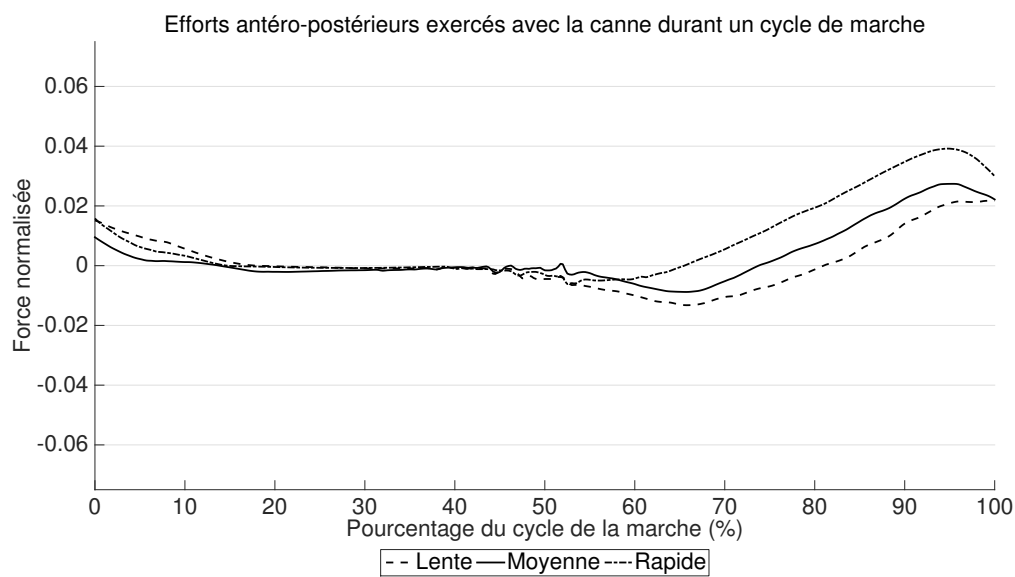


FIGURE 2.23 – Efforts antéro-postérieurs générés avec la canne lors de la marche assistée à allure lente ($V=0.18$, en pointillé –), moyenne ($V=0.22$, trait continu) et rapide ($V=0.27$, en point et pointillé).

2.4 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons évalué l'apport d'une canne lors d'une marche artificiellement perturbée au travers d'expériences incluant 16 sujets sains. Pour cela, nous avons comparé la marche saine et la marche artificiellement perturbée afin de mettre en évidence l'impact des dispositifs contraignants employés. Nous avons enfin analysé l'apport de la canne dans la compensation de la perturbation. La canne sert tout d'abord comme un support au poids de la personne comme nous l'avons observé grâce aux efforts normaux (en moyenne, environ 20% du poids). Elle permet ensuite de générer des efforts de propulsion. Une fonction d'assistance au freinage apparaît aussi pour de marches lentes. Toutes ces contributions permettent de sous utiliser la jambe artificiellement perturbée. Par ailleurs, l'utilisation d'une canne ralentit de façon générale la vitesse de la marche.

Chapitre 3

Simulation de la marche assistée par une canne

Sommaire

3.1	Génération de la marche	56
3.2	Méthode utilisée	58
3.3	Comparaison des marches saine et perturbée	65
3.4	Génération d'une marche assistée par une canne conventionnelle	69
3.5	Marche assistée par une canne robotisée	75
3.6	Résultats de simulation	77
3.7	Conclusion	77

Dans ce chapitre, nous nous intéressons à la simulation de la marche assistée par une canne. Le développement d'un simulateur permet d'analyser numériquement l'apport de la canne en modifiant aisément les paramètres de la marche. Il est par exemple possible de dimensionner une canne et de rationaliser son usage en fonction d'une pathologie ou des capacités locomotrices d'un sujet en particulier. Nous limitons ici notre étude au plan sagittal. Nous avons, en effet constaté dans le chapitre précédent, la faible amplitude des efforts latéraux produits par la canne. De plus, les forces produites par les jambes selon cette direction [33,95] sont cinq fois plus petites que les composantes antéro-postérieures. Nous allons d'abord exposer les approches de génération de marches bipèdes les plus courantes en robotique. Nous détaillerons, dans un deuxième temps, la méthode que nous avons adoptée. Les marches saine et perturbée générées sont ensuite comparées. L'assistance apportée par une canne conventionnelle, ainsi que le possible bénéfice de l'emploi d'une canne robotique sont enfin exposés. Tout au long du chapitre, les résultats obtenus sont confrontés aux mesures expérimentales que nous avons présentées précédemment.

3.1 Génération de la marche

La génération de marches similaires à la marche humaine pour les robots bipèdes et humanoïdes a permis l'émergence de différentes approches dans la littérature. Ces approches peuvent être regroupées en deux catégories : les méthodes de génération en temps réel et les méthodes de génération hors-ligne.

3.1.1 Méthodes de génération en temps réel

Les méthodes de génération en temps réel sont généralement employées afin de permettre à un bipède de se mouvoir dans son environnement selon une trajectoire synthétisée en ligne. Cela permet de prendre en compte l'évolution de l'environnement et d'éviter par exemple des obstacles dynamiques. Différentes approches permettant de générer des trajectoires en ligne ont été développées.

3.1.1.a Approche bio-inspirée

L'approche bio-inspirée se propose d'utiliser les propriétés inhérentes aux systèmes biologiques afin de contrôler des modèles bipèdes. La méthode bio-inspirée la plus utilisée est le Réseau Locomoteur Spinal [32] plus connue sous le nom de Central Pattern Generator (CPG) en anglais.

Le CPG constitue un réseau de neurones localisé dans la moelle épinière de la plupart des vertébrés et invertébrés. Ce réseau participe au contrôle des processus oscillatoires chez les animaux de manière autonome. Ainsi le déplacement de nombreux vertébrés a été modélisé en faisant appel aux CPG. La nage de la lamproie (poisson sans mâchoire dont la structure générale du cerveau se rapproche de celle des mammifères) demeure avec celle de la salamandre [43], une des activités locomotrices ayant été la plus modélisée à l'aide des CPG [36, 97]. Le CPG a donc tout naturellement été utilisé pour contrôler la locomotion de dispositifs robotiques. Nous pouvons citer à titre d'exemple les robots octopode Scorpion [51], hexapode [44] ou encore quadrupèdes [11, 49]. Le recours au CPG dans le cadre de la locomotion bipède a également été considéré [3, 78]. Le contrôle de la locomotion par CPG repose sur l'utilisation d'oscillateurs rythmant le mouvement des différents corps du robot. Une trajectoire de référence, durant un cycle de marche, est définie pour le tronc et pour chaque corps distal (mains, pieds). Le choix des trajectoires peut être inspiré de mesures réalisées sur des humains. Le parcours de chacune de ces trajectoires est régi par la phase d'un oscillateur associé au corps considéré. Un générateur de rythme permet de régler le déphasage entre les oscillateurs considérés afin d'assurer la coordination des différents mouvements. A chaque instant du cycle de la marche, la position des corps terminaux et un modèle géométrique inverse permettent de contrôler toutes les articulations du robot. Des capteurs extéroceptifs, tels que des capteurs de force placés sous les pieds, peuvent être utilisés pour assurer une rétroaction permettant ainsi d'adapter les paramètres des oscillateurs mis en oeuvre [3].

3.1.1.b Marche dynamique passive

La marche dynamique passive (ou *Passive dynamic walking*) introduite par McGeer dans les années 80 s'intéresse à la génération d'une marche similaire à la marche humaine en l'absence d'apport d'énergie externe, c'est à dire sans l'emploi d'actionneurs. A cet effet, les marcheurs passifs sont disposés sur de légères pentes afin de bénéficier de l'énergie potentielle gravitationnelle. La marche dynamique passive peut être considérée comme une chute continue du marcheur passif, interrompue par intermittence lors du changement du pied d'appui. Pouvant être assimilé à un double pendule inversé (un pendule représentant une jambe), le marcheur passif est ainsi constitué d'un pendule en contact avec le sol et un autre en balancement. Ainsi le pendule en balancement bénéficie d'une énergie cinétique accrue obtenue par conversion de l'énergie potentielle. Ce gain énergétique est dissipé lors de l'entrée en contact avec le sol. La progression stable du marcheur suivant la pente se fait donc grâce à un équilibre entre l'énergie dissipée lors de l'entrée en contact du pied avec le sol et l'énergie cinétique accumulée durant la phase de balancement.

Afin de permettre une marche stable et proche de celle observée chez les hommes, les paramètres géométriques, la répartition des masses ainsi que la pente du sol doivent être choisis de façon judicieuse. Le bipède simple constitué de deux jambes rigides reliés à une masse, initialement proposé par Mc Geer a été enrichi par la suite par l'ajout de degrés de liberté [12] ou en considérant les mouvements latéraux [52]. Dans le but de permettre aux marcheurs dynamiques passifs de produire des marches plus stables et sur des surfaces non-inclinées, des marcheurs dits "Semi-passifs" ont vu le jour. Les propriétés dynamiques intrinsèques aux marcheurs semi-passifs sont utilisées afin de réduire le recours aux moteurs intégrés [35, 88].

En conséquence, cela a permis l'émergence de robots marcheurs au rendement énergétique très élevé comme l'atteste le record de distance parcourue (65.2 km) établi par le robot bipède Ranger développé à l'Université de Cornell (Voir Fig.3.1).



FIGURE 3.1 – The Cornell Ranger robot 2011

3.1.1.c Génération de marche avec ZMP

Le Zero-Moment Point proposé en 1969 par Vukobratovic et Juricic [94] est un critère permettant d'évaluer l'équilibre dynamique d'un bipède. Selon la définition de Vukobratovic en 2004, c'est le point au sol où les moments tangentiels produits par les forces inertielles et gravitationnelles s'annulent. Pour une surface plane, ce point coïncide avec le CdP (Centre de Pression) défini comme le point du sol où les moments tangentiels dus à la réaction du sol s'annulent. Le ZMP ou le CdP ne peut par définition pas quitter le polygone de sustentation. Ce concept a été étendu pour un meilleur contrôle de la marche bipède. Par exemple, le Foot Rotation Index exposé dans [34] permet de juger la sévérité d'un déséquilibre en indiquant où la résultante des efforts de réaction devrait être appliqué pour éviter un basculement. Plus ce point est loin des bords du polygone de sustentation, plus le déséquilibre est sévère. En robotique bipède, la trajectoire du ZMP est d'abord définie ainsi que les positions des pieds le long de cette trajectoire. Les mouvements des articulations du robot peuvent ensuite être obtenus par cinématique inverse [46] ou par optimisation quadratique [83].

3.1.2 Méthodes de génération hors ligne

La génération de la marche hors-ligne est généralement basée sur la résolution par optimisation d'un problème de commande optimale. La fonction de coût à minimiser traduit le plus souvent la consommation énergétique nécessaire à la locomotion. De ce point de vue, cette méthode s'approche de la marche dynamique passive.

Dans le cadre de notre travail, nous allons adopter cette approche. Ce choix est motivé par le fait que nous souhaitons mener une étude en simulation et que nous n'avons donc pas de contraintes temps réel à respecter. De plus, l'optimisation de la marche sur l'ensemble du cycle de la marche permet de déterminer les paramètres de commande en prenant en compte la totalité des événements pouvant survenir durant la marche. Ceci confère en quelque sorte un caractère prédictif à l'approche. Par ailleurs, des travaux récents présentés par Manoj Srinivasan dans [89] ont montré la capacité de cette approche à produire des marches naturelles s'approchant de la marche humaine. La minimisation de la consommation énergétique a permis de faire apparaître des structures de marche différentes selon la vitesse adoptée. Un bipède peut ainsi préférer la course à la marche lorsque la vitesse est élevée, et ce afin de réduire le coût énergétique.

3.2 Méthode utilisée

Nous présentons ici le modèle que nous adoptons pour décrire le corps en mouvement. Nous expliciterons également la méthode d'optimisation inspirée de [89] qui servira à synthétiser les différentes marches qui seront étudiées ultérieurement.

3.2.1 Modèle

Comme nous l'avons indiqué plus haut, nous restreignons l'étude au seul plan sagittal. Afin de faciliter l'implémentation, de réduire le temps de calcul et de rendre l'interprétation des résultats plus aisée, nous considérons un modèle simplifié de la biomécanique humaine. Nous adoptons, en effet, le Spring Loaded Inverted Pendulum actionné (SLIP) [77] représenté sur la Figure 3.2. Il est composé d'une masse m qui représente la masse du corps humain et de deux "jambes" sans masse. Chacune des jambes d'une longueur totale l_i (avec $i = \{1, 2\}$) est composée d'un actionneur linéaire et d'un ressort de longueurs respectives l_{a_i} et l_{s_i} . Ces deux éléments représentent respectivement les composantes musculaire et tendineuse de la jambe. Le pied ayant une dimension nulle, le contact entre la jambe et le sol s'établit donc de manière ponctuelle. Bien que très simple, ce modèle permet de rendre compte de la dynamique de la marche d'une manière assez fidèle, comme nous le verrons dans la suite de ce chapitre.

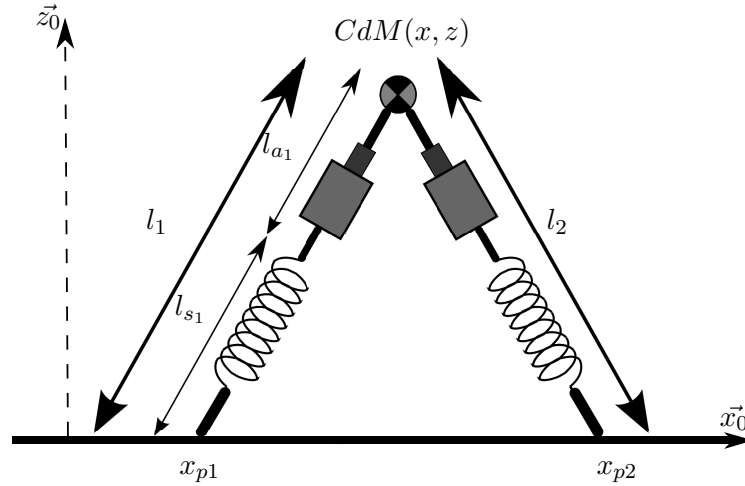


FIGURE 3.2 – Spring Loaded Inverted Pendulum actionné

3.2.2 Equations du mouvement

Les équations du mouvement sont établies avec des grandeurs adimensionnalisées de la même façon que dans la section 2.2.2. Si (x, z) sont les coordonnées du Centre de masse (CdM) dans le repère monde R_0 , les équations adimensionnelles régissant son mouvement sont :

$$\begin{cases} \ddot{x} = F_{P1} \frac{x - x_{p1}}{l_1} + F_{P2} \frac{x - x_{p2}}{l_2} \\ \ddot{z} = -1 + F_{P1} \frac{z}{l_1} + F_{P2} \frac{z}{l_2} \end{cases} \quad (3.1)$$

où

\ddot{x} est l'accélération horizontale du centre de masse

\ddot{z} est l'accélération verticale du centre de masse

F_{Pi} est la force exercée par l'actionneur de la jambe i

l_i représente la longueur totale de la jambe i

l_{a_i} représente la longueur de l'actionneur de la jambe i

l_{s_i} représente la longueur du ressort de la jambe i

Cette équation décrit une situation d'appui double, lorsque les deux pieds sont au contact du sol. Lors des phases d'appui simple, il suffit d'annuler la force de la jambe qui est en balancement.

3.2.3 Structure de la marche

Le cycle de la marche décrit dans le Chapitre 1 est une délimitation spatio-temporelle permettant de restreindre l'analyse de la marche.

Ce cycle peut être défini par la séquence $[S_1, D_1, S_2, D_2]$ avec S_i représentant une phase de simple appui et D_i une phase d'appui double. Notre cycle débutera donc par un simple appui effectué sur la jambe 1 (S_1) comme indiqué sur la Figure 3.3. Ce premier point de contact entre la jambe 1 et le sol est ainsi choisi comme origine de notre repère global $R_0 = \{O_0, \vec{x}_0, \vec{z}_0\}$. Les deux autres points x_{p2} et x_{p1} correspondent respectivement aux points de contact entre la jambe 2 et la jambe 1. Le point x_{p1} est d'ailleurs positionné à une distance adimensionnelle $L_{enjambée}$ correspondant à la distance parcourue par la jambe 1 pendant la durée $T_{enjambée}$ pour une vitesse de marche notée V_{marche} . La longueur et la durée de l'enjambée sont ici déterminées en fonction de la vitesse de la marche selon la proposition d'Alexander [1], [2] :

$$L_{enjambée} = 2.5.V_{marche}^{0.6} \quad (3.2a)$$

$$T_{enjambée} = 2.5.V_{marche}^{-0.4} \quad (3.2b)$$

3.2.4 Problème d'optimisation

La synthèse de la marche pour le modèle que nous venons de présenter reposera sur la résolution d'un problème de commande optimale. Le problème de commande optimale revient à optimiser une fonction de coût de la forme :

$$\min_{\mathbf{x}(\cdot), \mathbf{u}(\cdot)} \int_0^{T_{enjambée}} \phi(\mathbf{x}(\mathbf{t}), \mathbf{u}(\mathbf{t})) d\mathbf{t} \quad (3.3)$$

Nous chercherons à minimiser le coût associé à l'accomplissement du mouvement considéré :

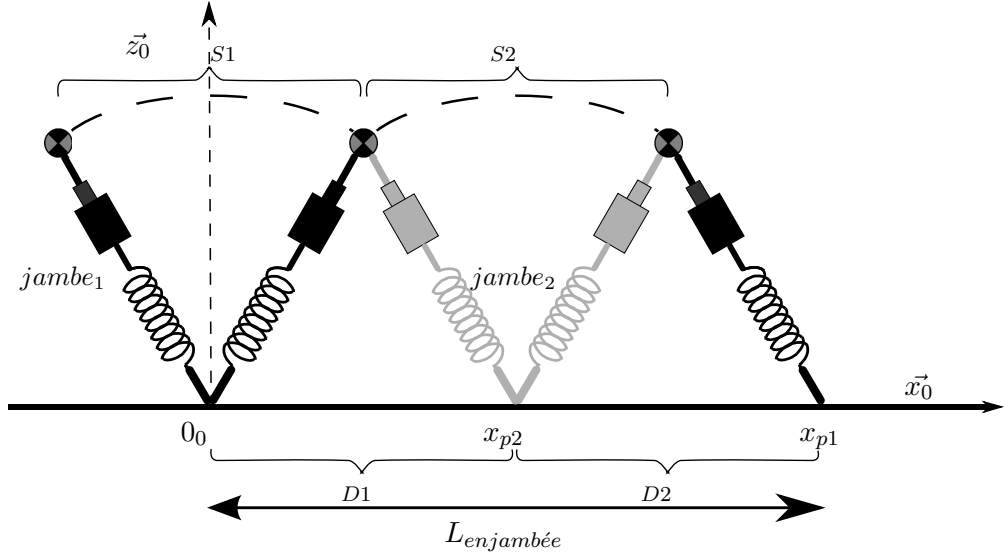


FIGURE 3.3 – Structure d'un cycle de marche

en respectant les contraintes :

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = f(t, \mathbf{x}(t), \mathbf{u}(t)) \quad (3.4a)$$

$$g(t, \mathbf{x}(t), \mathbf{u}(t)) = 0 \quad (3.4b)$$

$$h(t, \mathbf{x}(t), \mathbf{u}(t)) \leq 0 \quad (3.4c)$$

Avec :

- t la variable temporelle
- \mathbf{x} le vecteur d'état
- \mathbf{u} le vecteur commande
- T la durée du mouvement considéré
- ϕ la fonction de coût (ou objective) à minimiser
- f l'équation régissant le mouvement
- g le vecteur contenant les contraintes d'égalité
- h le vecteur contenant les contraintes d'inégalité

Dans le cadre de notre étude et compte tenu du modèle bipède considéré, le vecteur d'état \mathbf{x} sera constitué de la position et de la vitesse du CdM durant les phases de simple et double appui, soit $\mathbf{x}_{S_i} = \{x_{S_i}, \dot{x}_{S_i}, z_{S_i}, \dot{z}_{S_i}\}$ et $\mathbf{x}_{D_i} = \{x_{D_i}, \dot{x}_{D_i}, z_{D_i}, \dot{z}_{D_i}\}$ avec $i = \{1, 2\}$.

Le vecteur commande sera constitué des efforts exercés par chaque jambe durant les phases de simple et double appui, soit $\mathbf{u}_{S_i} = \{F_{1S_i}, F_{2S_i}\}$ et $\mathbf{u}_{D_i} = \{F_{1D_i}, F_{2D_i}\}$ avec $i = \{1, 2\}$.

Les contraintes et la fonction de coût seront données dans la suite en fonction du

type de marche à générer.

3.2.5 Résolution

La génération numérique de la marche requiert une reformulation du problème de contrôle optimal de dimension infinie en un processus d'optimisation non-linéaire de dimension finie. Pour ce faire, plusieurs méthodes ont été proposées [28], [9]. Les principales sont décrites ci-dessous selon les notations précisées dans la section 3.2.4 :

1. Méthode de tir simple
2. Méthode de tir multiple
3. Collocation

3.2.5.a Méthode du tir simple

La méthode de tir simple est illustrée par la Figure 3.4. Son principe repose sur la discrétisation du vecteur de commande \mathbf{u} . N points d'échantillonnage sont ainsi choisis. La commande est considérée linéaire par morceaux, soit $u(t) = \frac{q_{i+1}-q_i}{t_{i+1}-t_i}$ pour $t \in [t_i; t_{i+1}]$. t_{N-1} correspond ici à $T_{enjambee}$, la durée du mouvement considéré.

L'état du système aux points d'échantillonnage est obtenu par "simulation" : il est obtenu, en effet, par résolution de l'équation du mouvement en utilisant q_i . La connaissance de l'état initial X_0 et des q_i suffit à simuler son évolution pendant toute la durée du mouvement. Les contraintes d'égalités g et d'inégalité h sont également discrétisées aux instants d'échantillonnage. Nous disposons ainsi d'un problème d'optimisation de dimension finie. L'initialisation de l'algorithme d'optimisation ne nécessite que le choix des valeurs initiales de X_0 et des q_i . A chaque itération, un nouveau vecteur d'état initial et un nouveau vecteur contenant les commandes aux instants d'échantillonnage sont calculés pour s'approcher du minimum.

3.2.5.b Collocation

La méthode de collocation a été introduite pour permettre la prise en compte des connaissances préalables sur la trajectoire du vecteur d'état. En effet, le vecteur d'état est échantillonné sur N points, tout comme le vecteur de commande. L'initialisation de l'optimisation inclut donc le choix de valeurs initiales pour le vecteur d'état aux points de discrétisation. Afin de respecter l'équation du mouvement, autant de contraintes d'égalité supplémentaires que de point d'échantillonnage sont à rajouter. Ces contraintes portent généralement sur la valeur du vecteur d'état entre deux points d'échantillonnage afin de permettre une discrétisation de l'équation du mouvement. Ainsi le vecteur d'état à cet instant est considéré comme une moyenne des deux vecteurs adjacents, tandis que la dérivée est approchée par une différence finie. Comme le respect de l'équation du mouvement n'est assuré qu'aux points d'échantillonnage, le nombre de ces derniers doit être suffisamment grand.

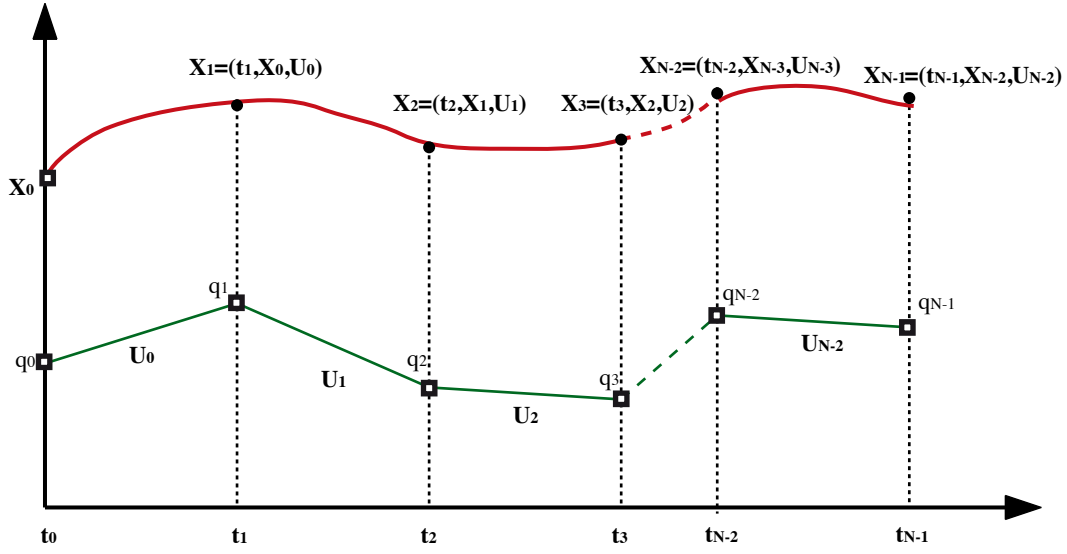


FIGURE 3.4 – Illustration de la méthode de tir simple, le vecteur commande est discrétisé (q_i) et la commande est considérée comme linéaire entre deux échantillons. Le vecteur d'état initial X_0 est nécessaire pour déterminer sa valeur à l'intervalle suivant soit X_1 . X_1 et U_1 sont ensuite utilisés pour déterminer X_2 et ainsi de suite. Les valeurs que l'algorithme d'optimisation devra optimiser sont représentées par des carrés et celle obtenues par "simulation" en ronds noirs pleins.

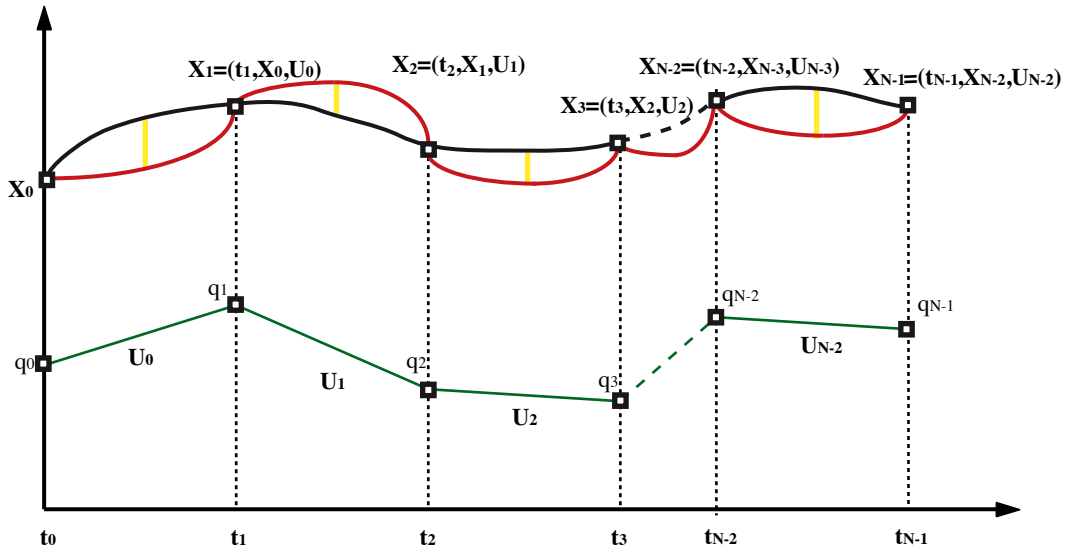


FIGURE 3.5 – Illustration de la méthode de collocation, la commande et l'état sont discrétisés. La connaissance préalable de la trajectoire de référence (représentée en noir) nous permet d'avoir des "points de passage". La trajectoire obtenue par simulation est représentée en rouge. Des points intermédiaires sont introduits dans les intervalles $[t_i; t_{i+1}]$ afin de discrétiser l'équation du mouvement et la considérer comme une contrainte à ce point.

3.2.5.c Méthode des tirs multiples

La méthode des tirs multiples permet d'associer les avantages de la méthode du tir simple et celle de la collocation. La méthode du tir simple permet un meilleur respect de l'équation du mouvement grâce à la "simulation", tandis que la collocation donne la possibilité d'introduire une connaissance a priori. Il s'agit en effet d'échantillonner les vecteurs de commande et d'état sur une grille de N points. Le système est simulé sur chacun des sous-intervalles formés par la grille. Des contraintes d'égalité sont aussi introduites pour assurer la continuité du mouvement entre les sous-intervalles successifs. Ainsi une contrainte d'égalité est imposée entre la valeur finale de l'état sur l'intervalle $[t_i; t_{i+1}]$ obtenue par simulation et la valeur initiale de l'état sur l'intervalle suivant. L'initialisation consiste à choisir des valeurs initiales de l'état du système et de la commande pour chaque sous-intervalle.

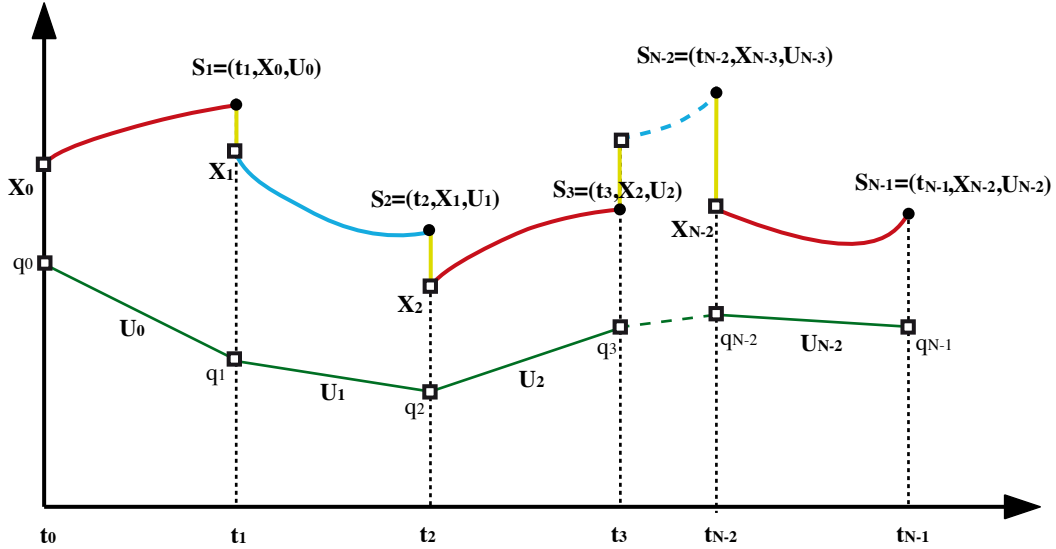


FIGURE 3.6 – Illustration de la méthode de tirs multiples. La commande est discrétisée sur la période considérée (q_i). Par résolution de l'ODE une trajectoire est obtenue pour chaque sous-intervalle moyennant un état initial X_i pour chaque intervalle. Une contrainte sur la continuité de l'état entre deux sous-intervalles successifs est imposée, cette contrainte est représentée en jaune. Les valeurs que l'algorithme d'optimisation devra optimiser sont représentées par des carrés et celle obtenues par "simulation" en ronds noirs pleins.

Dans le cadre de la résolution de notre problème, la méthode de tir simple sera utilisée pour résoudre le problème sur chacune des 4 phases. Cependant, une continuité de l'état et de la commande sera imposée entre les phases successives. Le paramètre de discrétisation N est fixé à 6 afin de créer une grille d'échantillonnage sur chacune des phases du cycle de la marche. Ainsi déterminer les forces générées par les jambes durant tout le cycle revient à déterminer $\{F_{P1i}, F_{P2i}\}_{i=1..4N}$ avec une variation linéaire des forces entre

deux points successifs de la grille.

En résumé, l'obtention d'une marche est équivalente à :

1. la recherche du vecteur :

$$\mathbf{p} = [\{F_{P1i}, F_{P2i}\}_{i=1..4N}, x_{p2}, \{\mathbf{x}(0_{S_i}), \mathbf{x}(0_{D_i}), t_{si}, t_{di}\}_{i=1,2}] \quad (3.5)$$

2. minimisant la fonction de coût associée à la marche considérée
3. tout en respectant les contraintes inhérentes à la marche considérée.

3.3 Comparaison des marches saine et perturbée

Dans cette section la description du problème de contrôle optimal sera poursuivie pour les deux marches considérées : saine et perturbée. La génération d'une marche saine et d'une marche perturbée sera abordée afin de pouvoir établir une comparaison entre celles-ci. A cet effet, la fonction de coût et les contraintes liées à chacune d'elles seront explicitées.

3.3.1 Coût métabolique et contraintes

La marche étant un processus conditionné par des principes d'optimalité énergétique [84], les paramètres la caractérisant peuvent être déterminés afin de minimiser la dépense énergétique. Différentes formulations de ce coût dit "métabolique" ont ainsi été proposées [14,66]. Les marches saine et perturbée étant différentes, deux coûts différents traduisant le travail effectué par les deux jambes sont considérés dans la suite. Les contraintes servant à la synthèse de chacune des deux marches sont également données.

3.3.1.a Marche saine

Coût métabolique

Pour la génération d'une marche saine, le coût métabolique proposé dans [89] est utilisé :

$$C_g = \int_0^{T_{enjambee}} \sum_{i=1}^2 \sqrt{(F_{Pi} \dot{l}_{a_i})^2 + \epsilon^2} dt \quad (3.6)$$

avec

$$\dot{l}_{a_i} = \dot{l} + \frac{F_{Pi}}{k} \quad (3.7)$$

représentant la vitesse de l'actionneur de la i-ème jambe. Le paramètre k représente la raideur adimensionnelle égale à 16 et choisie de manière à se rapprocher de la raideur apparente observée chez l'homme [89]. En outre le coefficient ϵ égal à 0.01 est incorporé comme paramètre de lissage de cette fonction de coût.

Contraintes

Dans le but de produire une marche réaliste, certaines contraintes respectant la nature de la marche sont ajoutées à notre problème de contrôle optimal :

- Aucune phase ne peut être éludée. Nous imposons $t_{si} \neq 0$ et $t_{di} \neq 0$ with $i = \{1, 2\}$
- La somme des durées des phases est égale à la durée de l'enjambée, soit $t_{s1} + t_{d1} + t_{s2} + t_{d2} = T_{enjambée}$. t_{si} et t_{di} représentent respectivement les durées des phases S_i et D_i .
- Les longueurs des jambes sont bornées : $0 < l_i \leq l_{max}$ avec $i = \{1, 2\}$
- La continuité de l'état entre deux phases successives est imposée $\mathbf{x}(0_{D_1}) = \mathbf{x}(t_{s1})$, $\mathbf{x}(0_{S_2}) = \mathbf{x}(t_{s1} + t_{d1})$ et $\mathbf{x}(0_{D_2}) = \mathbf{x}(t_{s1} + t_{d1} + t_{s2})$. 0_{S_i} et 0_{D_i} représentent respectivement les instants initiaux des phases S_i et D_i .
- La continuité des efforts entre les phases successives est assurée
- Les forces produites par les jambes sont considérées comme nulles lorsqu'elles viennent au contact ou quittent le sol
- La dérivée des efforts est bornée
- Le non-glissement du pied par rapport au sol est assuré par le recours à un cône de friction pour chaque jambe soit $F_{Pix} \leq \mu F_{Piz}$ pour $i = \{1, 2\}$. Avec F_{Pix} et F_{Piz} représentant respectivement les composantes antéro-postérieure et normale des forces F_{Pi} . Le paramètre μ correspond au coefficient de friction associé à un contact entre le caoutchouc et le béton.

3.3.1.b Marche perturbée

L'évaluation de l'assistance prodiguée par une canne requiert la génération de profils se rapprochant des marches pathologiques. Ainsi, une marche douloureuse potentiellement causée par une affection de la jambe 2, peut-être simulée en modifiant le coût métabolique et les contraintes .

Coût métabolique

La gêne et/ou douleur occasionnée par l'utilisation de la jambe perturbée est intégrée en affectant un coût plus important lors de son utilisation. A cet effet, un poids λ supérieur à 1 est associé au coût métabolique de la jambe 2. Par conséquent l'expression du coût métabolique prend la forme suivante :

$$C_g = \int_0^{T_{enjambée}} \sqrt{(F_{P1}\dot{l}_{a1})^2 + \epsilon^2} + \sqrt{\lambda(F_{P2}\dot{l}_{a2})^2 + \epsilon^2} dt \quad (3.8)$$

Contraintes

Une limitation de la force maximale exercée par la jambe 2 est imposée. Ce type de limitation déjà implémentée par [55] permet de simuler la difficulté ressentie par certains sujets par exemple hémiparetiques à supporter leur poids sur leur jambe affectée.

3.3.2 Résultats

La résolution du problème d'optimisation présenté précédemment est accomplie par l'utilisation d'un algorithme de Programmation Séquentiel Quadratique (SQP : Sequential Quadratic Programming) fourni par MATLAB®. De même les intégrations nécessaires à l'évaluation du coût métabolique et la trajectoire du CdM sont assurées par l'intégrateur ODE 45.

Afin de comparer les marches saine et perturbée obtenue par simulation, celles-ci ont été générées pour une vitesse de marche similaire soit $V_{marche} = 0.4$ (vitesse adimensionnelle). D'une part, une marche saine est obtenue en fixant $F_{P1_{max}} = 2$ et $F_{P2_{max}} = 2$ est simulée. D'autre part, une marche perturbée est obtenue en limitant $F_{P2_{max}}$ à 1.0 et en affectant une pénalité énergétique égale à $\lambda = 1.5$ à l'utilisation de la jambe 2. Pour permettre une comparaison entre ces deux marches, les profils relatifs à la marche saine seront représentés en noir tandis que les profils de la marche perturbée seront représentés en rouge.

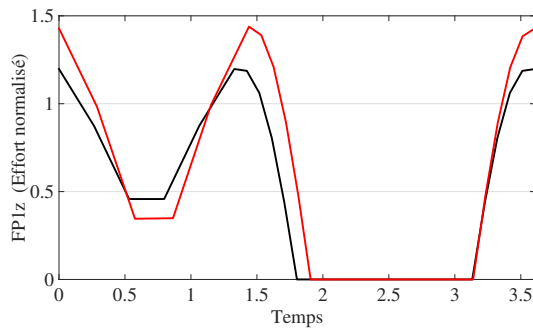


FIGURE 3.7 – Comparaison des efforts normaux générés par la jambe 1 durant une marche saine (noir) et perturbée (rouge)

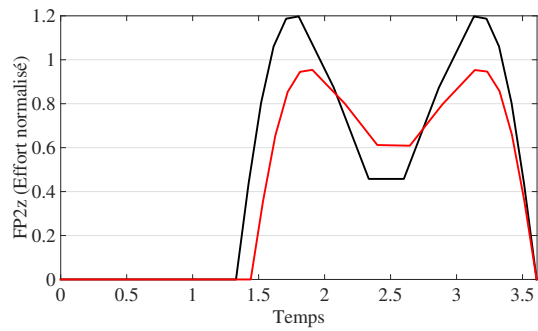


FIGURE 3.8 – Comparaison des efforts normaux générés par la jambe 2 durant une marche saine (noir) et perturbée (rouge)

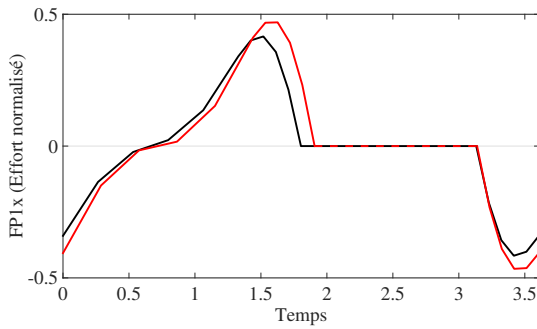


FIGURE 3.9 – Comparaison des efforts antéro-postérieurs générés par la jambe 1 durant une marche saine (noir) et perturbée (rouge)

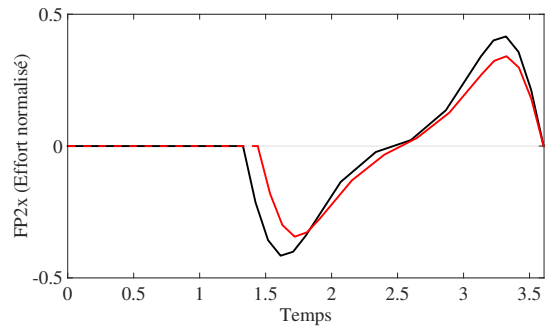


FIGURE 3.10 – Comparaison des efforts antéro-postérieurs générés par la jambe 2 durant une marche saine (noir) et perturbée (rouge)

L'observation des efforts générés par les jambes dans le cadre de la marche saine indique une symétrie des profils au niveau des amplitudes mais aussi temporelle entre

les deux jambes. L'analyse des efforts normaux (Figures 3.7 et 3.8) et antéro-postérieurs (Figures 3.9 et 3.10) générés par les deux jambes saines illustrent les phénomènes de freinage et propulsion du CdM se produisant lors des transitions d'appuis. Ainsi le freinage du CdM opéré lors du contact de la jambe précédemment en balancement s'amenuise lorsque le CdM atteint son apex. Puis la jambe débute son action propulsive afin de permettre au CdM d'avancer à l'allure souhaitée (Figure 3.11).

Dans le cadre de la marche perturbée, une réduction de l'apex du CdM lors de la phase d'appui de la jambe perturbée est observée par rapport à la marche saine comme l'illustre la Figure 3.11. Cette diminution de l'altitude du CdM est accompagnée d'un déséquilibre des efforts appliqués par les jambes et se manifeste par une sur-utilisation de la jambe saine afin de maintenir l'allure souhaitée. Cette utilisation excessive de la jambe saine se traduit par des efforts normaux plus importants (Figures 3.7 et 3.8) ainsi que des efforts de freinage et de propulsion accrus (Figures 3.9 et 3.10). La jambe perturbée se retrouve moins sollicitée avec un temps d'appui total moindre par rapport à la marche saine. De surcroît, les efforts normaux et antéro-postérieurs de la jambe perturbée voient leur amplitude diminuées.

Le coût métabolique associé à la marche perturbée est plus élevé et l'équilibre des travaux effectués par chaque jambe dans le cadre de la marche saine est rompu (cf Figure 3.12). Le déséquilibre entre les deux jambes s'explique aisément par le facteur multiplicatif associé au travail de la jambe perturbée. Ainsi l'optimum énergétique est obtenu en sous-utilisant la jambe perturbée et en sur-utilisant la jambe saine. Malgré son sous-utilisation la jambe perturbée doit être sollicitée. Cette sollicitation à la dépense énergétique multipliée par 1.5, associée à l'augmentation du travail de la jambe saine explique l'augmentation du coût métabolique total.

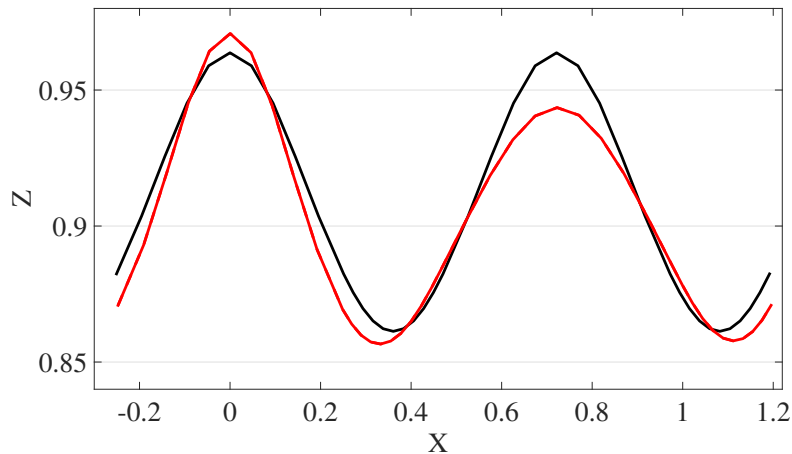


FIGURE 3.11 – Comparaison de la trajectoire du centre de masse obtenue lors d'une marche saine (noir) et d'une marche perturbée (rouge), générées pour une allure moyenne i.e. $V_{marche} = 0.4$

En ce qui concerne la marche saine, la comparaison des efforts normaux obtenus par

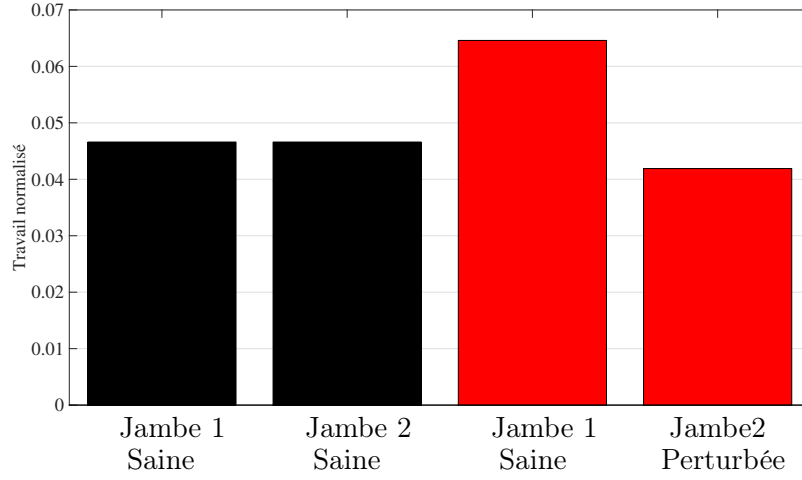


FIGURE 3.12 – Travail effectué par cycle par chacune des jambes dans le cadre de la marche saine (Noir) et la marche perturbée (Rouge)

simulation (Figures 3.7 et 3.8) sont assez fidèles aux résultats expérimentaux (Figure 2.9). En revanche, les efforts tangentiels expérimentaux (Figure 2.10) sont moins élevés que ceux obtenus par simulation Figures 3.9 et 3.10.

Cette surestimation en simulation des efforts antéro-postérieurs est également constatée pour la marche perturbée (Figures 3.9, 3.10 et 2.15). La simulation rend bien compte de la sous-utilisation de la jambe perturbée observée pendant les expériences (Figures 3.8 et 2.14). La sur-utilisation de la jambe saine est cependant exagérée.

3.4 Génération d’une marche assistée par une canne conventionnelle

3.4.1 Modélisation

Le modèle présenté précédemment doit être enrichi afin d’ajouter une force supplémentaire agissant sur le centre de masse simulant l’assistance fournie par la canne. Pour ce faire, ce modèle est complété par un tronc vertical, un bras et un avant-bras (Voir Figure 3.13) dont les dimensions anatomiques l_{tronc} , l_{bras} and $l_{avant-bras}$ respectent les tables anthropométriques [42]. La configuration du membre supérieur est définie par les angles α , β et τ correspondant respectivement aux articulations de l’épaule, du coude et du poignet observées selon le plan sagittal.

Cette partie haute permet donc de simuler le maintien d’une canne d’une longueur l_{canne} reliant l’extrémité de l’avant-bras à un point de contact au sol appelé x_c . La longueur adimensionnelle de la canne est d’ailleurs fixée à 0.97 comme suggéré dans [58].

L’introduction de la canne se traduit par une modification des équations du mouvements régissant la dynamique du CdM. Ainsi l’influence de la canne sur la dynamique

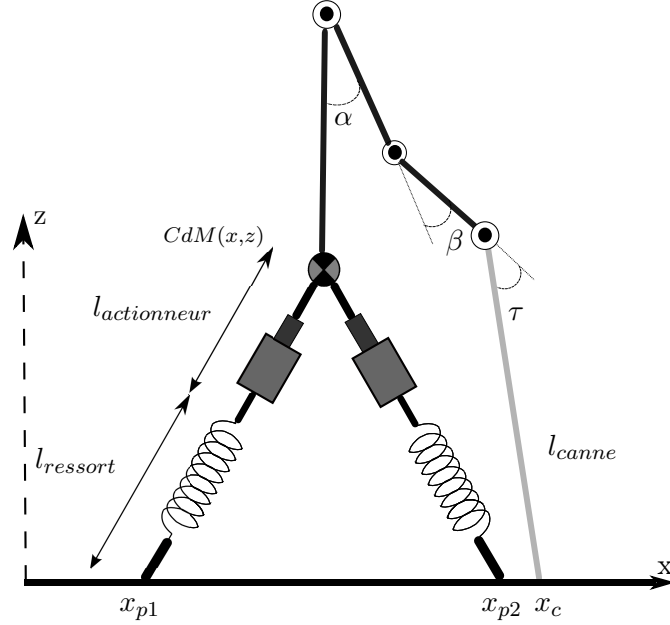


FIGURE 3.13 – Modèle utilisé pour générer une marche assistée avec une canne passive

du CdM est déterminée par l'intensité de la force F_C exercée selon l'axe de la canne et par x_c , α , β et τ . Les équations adimensionnelles du mouvement s'écrivent de la façon suivante :

$$\begin{cases} \ddot{x} = F_{P1} \frac{x - x_{p1}}{l_1} + F_{P2} \frac{x - x_{p2}}{l_2} + F_C \cos(\alpha + \beta + \tau) \\ \ddot{z} = -1 + F_{P1} \frac{z}{l_1} + F_{P2} \frac{z}{l_2} + F_C \sin(\alpha + \beta + \tau) \end{cases} \quad (3.9)$$

3.4.2 Structure de la marche assistée

L'utilisation d'une canne afin de faciliter la déambulation entraîne une modification du cycle de marche précédemment décrit. Cette utilisation se traduit par la présence d'un appui supplémentaire intervenant durant une certaine durée. On distingue ainsi globalement deux types d'utilisation de la canne : controlatérale (côté opposé à la jambe atteinte) et ipsilatérale (côté de la jambe atteinte). Ces deux utilisations se manifestent par un emploi de la canne simultanément à la phase d'appui de la jambe perturbée. Notre étude se faisant dans le plan sagittal, l'utilisation controlatérale représentée sur la Figure 3.14 ou ipsilatérale est équivalente à une utilisation en parallèle de la jambe 2. Ainsi, la force exercée par la canne sera limitée aux phases D_1 , S_2 et D_2 .

3.4.3 Coût métabolique et contraintes

L'évaluation du coût de la marche assistée avec une canne passive est effectuée à l'aide de l'équation (3.8) correspondant à celui de la marche perturbée. Par conséquent

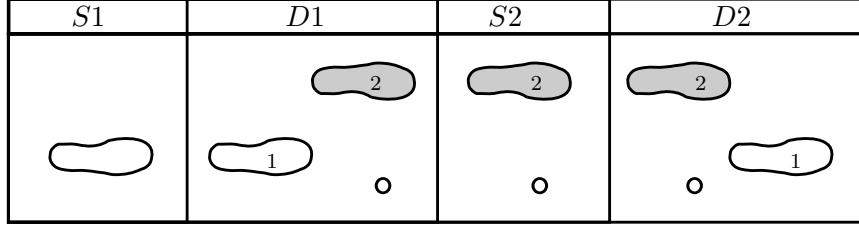


FIGURE 3.14 – Utilisation contralatérale de la canne durant un cycle de marche

aucun coût n'est ainsi affecté à l'utilisation de la canne.

La génération de la marche perturbée assistée obtenue par enrichissement du modèle SLIP actionné requiert les contraintes supplémentaires suivantes relatives à l'introduction de la canne :

- L'effort exercé sur la canne est borné entre $0 \leq F_C \leq F_{C_{max}}$ avec $F_{C_{max}} = \frac{1}{3}$ du poids correspondant à l'effort maximal exercé avec une canne constaté dans [10].
- Aucun effort n'est exercé avec la canne lorsqu'elle n'est pas en contact avec le sol
- Le non-glissement de la canne par rapport au sol est assuré par le recours à un cône de friction où $F_{C_x} \leq \mu F_{C_z}$ avec μ correspondant au coefficient de friction entre le caoutchouc et le béton.
- Chaque articulation est bornée $\alpha_{min} \leq \alpha \leq \alpha_{max}$, $\beta_{min} \leq \beta \leq \beta_{max}$ et $\tau_{min} \leq \tau \leq \tau_{max}$
- La continuité des angles et des efforts entre deux phases successives est imposée
- Le respect de la cinématique est assurée par : $x_{canne} = x + l_{bras} \cos(\alpha) + l_{avant-bras} \cos(\alpha + \beta) + l_{canne} \cos(\alpha + \beta + \tau)$
- Lors d'un appui avec la canne, le contact entre l'extrémité distale de la canne et le sol est assuré par la contrainte suivante : $z + l_{tronc} + l_{bras} \sin(\alpha) + l_{avant-bras} \sin(\alpha + \beta) + l_{canne} \sin(\alpha + \beta + \tau) = 0$

En résumé, l'obtention de la marche assistée à l'aide d'une canne conventionnelle est équivalente à :

1. la recherche du vecteur :

$$\mathbf{P}_{cp} = [\mathbf{p}, x_c, \{F_{C_i}, \alpha_i, \beta_i, \tau_i\}_{i=\{1..3N\}}] \quad (3.10)$$

2. minimisant le coût métabolique (3.8)
3. tout en respectant les contraintes définies précédemment.

Pour rappel, le vecteur \mathbf{p} définit en 3.5 comme étant l'ensemble des variables à optimiser afin d'obtenir une marche sans assistance.

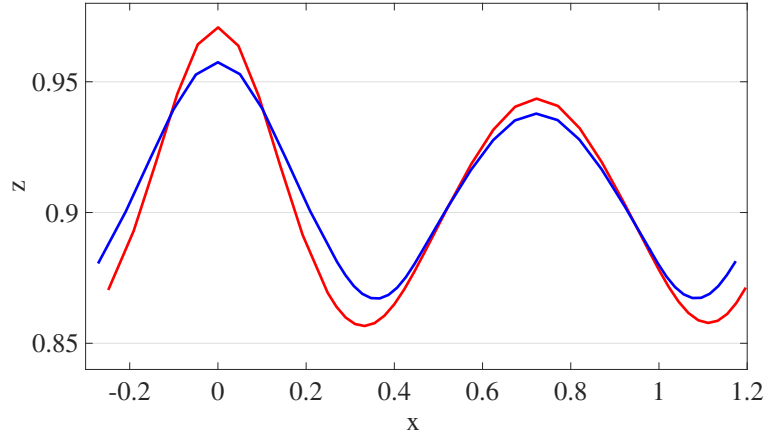


FIGURE 3.15 – Trajectoire du centre de masse. En rouge, la trajectoire du CdM obtenue pour la marche perturbée et en bleu lors d’une marche assistée d’une canne conventionnelle.

3.4.4 Résultats

Les résultats obtenus par simulation dans le cadre de différentes utilisations de la canne seront exposés ci-dessous. Premièrement, une utilisation normale de la canne sera présentée afin de confronter les résultats de simulation à ceux obtenus expérimentalement. Ensuite, un exemple d’une mauvaise utilisation de la canne est explicité afin d’illustrer les possibilités qui peuvent être apportées par le simulateur.

3.4.4.a Utilisation normale d’une canne conventionnelle

Afin d’observer l’influence de la canne sur une marche perturbée, une simulation représentant une marche assistée (en bleu) pour une vitesse $V_{marche} = 0.4$ a été générée en imposant $F_{2max} = 1.0$, $\lambda = 1.5$ et $F_{Cmax} = 0.3$. Cette simulation est comparée à la marche perturbée (en rouge) présentée dans la section précédente.

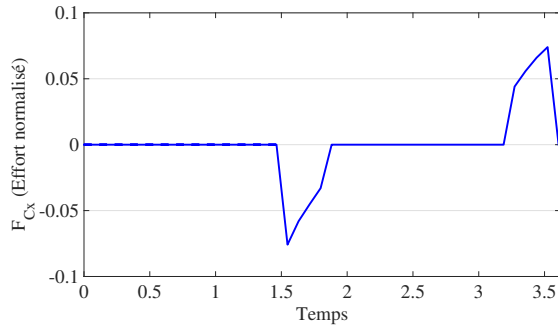


FIGURE 3.16 – Efforts antéro-postérieurs exercés avec la canne

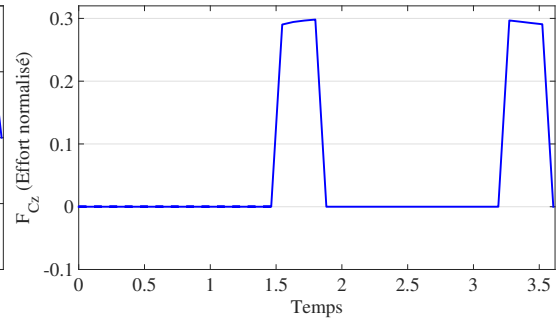


FIGURE 3.17 – Efforts normaux exercés avec la canne

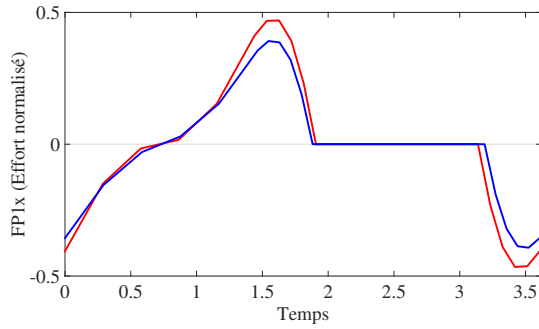


FIGURE 3.18 – Efforts antéro-postérieurs exercés avec la jambe 1

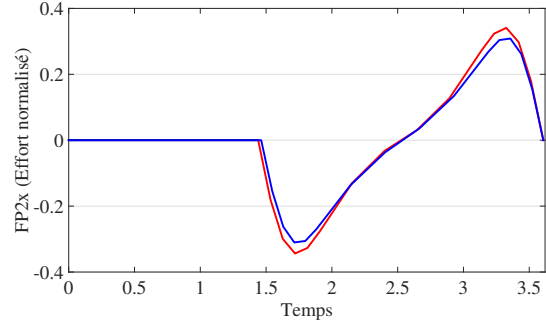


FIGURE 3.19 – Efforts antéro-postérieurs exercés avec la jambe 2

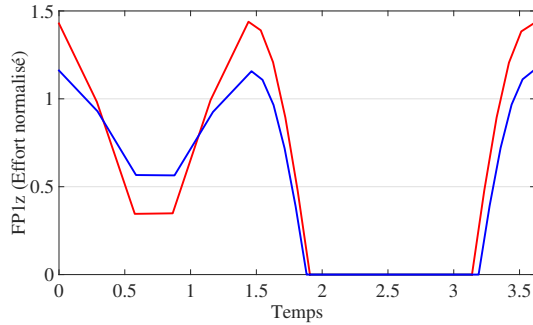


FIGURE 3.20 – Efforts normaux exercés avec la jambe 1

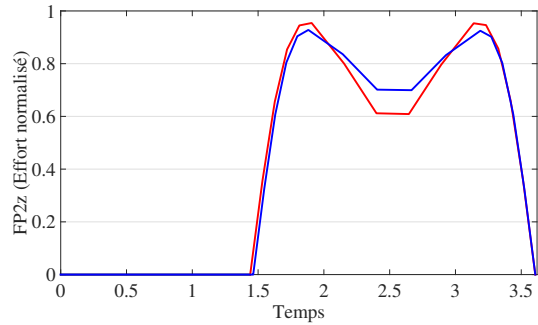


FIGURE 3.21 – Efforts normaux exercés avec la jambe 2

La trajectoire du centre de masse entre les marches perturbée (en rouge) et assistée (en bleu) est représentée dans la Figure 3.15. Une réduction de l'asymétrie est obtenue grâce à l'utilisation de la canne. Les efforts produits avec la canne permettent une réduction de la sollicitation excessive de la jambe saine (Figures 3.20 et 3.18) tout en réduisant partiellement celle de la jambe perturbée (Figures 3.21 et 3.19).

Les Figures 3.16 et 3.17 représentant respectivement les composantes antéro-postérieures et normales des efforts appliqués par la canne permettent d'appréhender ses deux principales contributions. En effet, l'observation des efforts normaux indique une assistance au support du poids fournie essentiellement lors des doubles appuis. Les efforts antéro-postérieurs indiquent des efforts de freinage ($F_{C_x} \leq 0$) et de propulsion ($F_{C_x} \geq 0$) générés

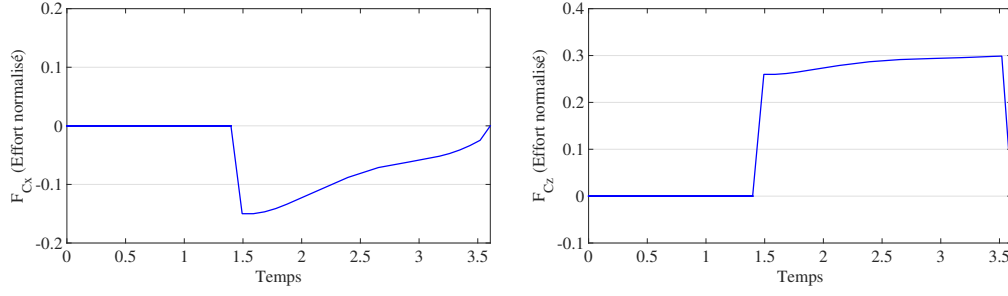


FIGURE 3.22 – Efforts exercées par la canne ($F_{Cmax} = 0.3$) en simulant une marche assistée avec le coût (3.11) et $\gamma = 0.96$. A gauche, les efforts antéro-postérieurs et à droite les efforts normaux produit par la canne. Ces efforts sont produits durant toute la phase d'appui de la jambe perturbée.

respectivement durant D1 et D2 afin de faciliter la mise en charge et la pré-oscillation de la jambe perturbée.

Nous constatons deux différences majeures entre les résultats obtenus expérimentalement et par simulation. La première réside dans le fait que les efforts produits par la canne en simulation interviennent seulement pendant les phases de double appui alors qu'expérimentalement ces efforts sont présents lors de la phase de simple appui de la jambe perturbée. Ce comportement n'est pas étonnant. En effet, la plus grande part du coût métabolique est due aux phases de double appui où le transfert de la masse a lieu. Les phases d'appui simple sont des phases quasi-passives. De ce point de vue, il est plus intéressant pour réduire le coût métabolique d'intervenir pendant les phases d'appui double. Afin de retrouver des résultats s'approchant des observations expérimentales, nous avons modifié le coût métabolique de la sorte :

$$C_g = \int_0^{T_{enjambee}} \gamma \left(\sqrt{(F_{P1}\dot{l}_{a1})^2 + \epsilon^2} + \sqrt{\lambda(F_{P2}\dot{l}_{a2})^2 + \epsilon^2} \right) + (1 - \gamma) (F_{P1}^2 + \lambda F_{P2}^2) dt \quad (3.11)$$

avec $\gamma < 1$ le paramètre permettant d'inclure les efforts générés par les jambes dans le coût.

De cette façon, nous pénalisons non seulement le travail des jambes mais également les efforts. Cette modification n'induit pas de modifications majeures sur les profils des marches saine et perturbée mais change significativement le comportement de la canne lors d'une marche assistée. Comme nous pouvons le voir sur la Figure 3.22, la canne fournit une assistance au poids et au freinage qui s'étend sur la phase d'appui simple de la jambe perturbée. Notre modélisation ne permet pas encore de reproduire la différence de stratégie lors des changements d'allure de la marche, comme cela a pu être observé expérimentalement.

3.4.4.b Illustration d'un problème lié à à une mauvaise utilisation de la canne

Dans [58], Lu souligne l'importance du choix de la longueur de la canne, recommandant l'utilisation d'une canne dont la longueur est égale à la distance entre le coude fléchi et le sol. Une mauvaise longueur peut nuire non seulement aux articulations du membre supérieur mais peut également perturber la marche et augmenter son coût métabolique. Dans la suite, une simulation est effectuée afin d'évaluer l'impact d'une canne de longueur insuffisante sur la dynamique de la marche.

La simulation porte sur la génération de la marche d'un sujet sain utilisant une canne. Cette dernière n'est pas autorisée à produire des efforts, le "sujet" doit juste la poser pendant les phases définies précédemment. Le but est de mettre en évidence les conséquences de l'adaptation du "sujet" à la géométrie de la canne. Nous avons donc choisi $F_{C_{max}} = 0$ et $l_{canne} = 0.90$ (soit environ 10% plus court que la taille recommandée). Le problème de contrôle optimal est résolu en utilisant le coût métabolique d'un sujet sain Eq. (3.6).

La Figure 3.23 montre la trajectoire du CdM obtenue après simulation. Celle-ci se révèle être asymétrique avec un affaissement global de la trajectoire, plus marqué lors de la phase d'appui de la jambe 2. Ceci s'explique par la contrainte géométrique imposée par la longueur insuffisante de la canne. De plus, ce mauvais dimensionnement de la canne entraîne des répercussions au niveau énergétique par une augmentation du coût métabolique avoisinant 8% et une sollicitation accrue de la jambe 1.

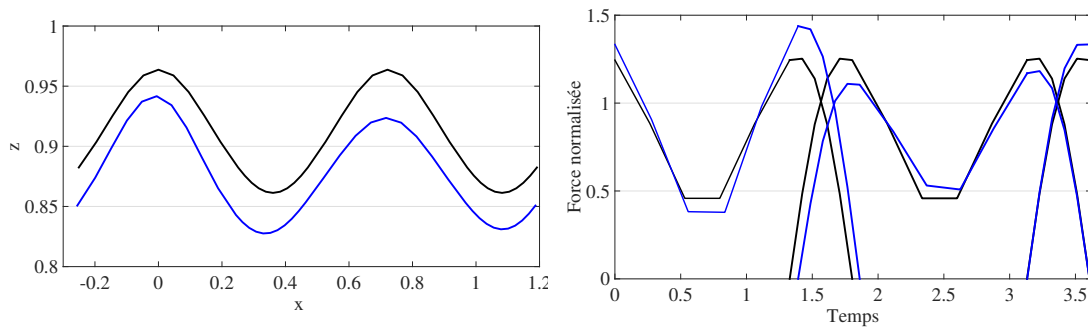


FIGURE 3.23 – Comparaison d'une marche saine (Noir) et d'une marche avec une canne courte (Bleu)

3.5 Marche assistée par une canne robotisée

Dans l'optique de l'utilisation de la canne robotisée constituée d'une roue motorisée et d'un axe télescopique, nous utilisons ici le simulateur développé afin d'envisager des possibles usages pouvant réduire le coût métabolique associé à la marche. Le modèle

considéré ici est le même que celui de la section 3.4. l_{canne} et x_c sont désormais variables pour simuler le comportement de la canne robotisée.

Par conséquent, les équations du mouvement présentées dans la section précédente demeurent toujours valables avec la particularité d'avoir désormais un point de contact mobile et une longueur de canne variable. Le déplacement du point de contact est gouverné par l'équation suivante :

$$\ddot{x}_{canne} = \frac{F_C \cos(\alpha + \beta + \tau) + F_{mot}}{m_{roue}} \quad (3.12)$$

où F_{mot} et m_{roue} représentent respectivement la force de traction exercée par le moteur associée à la roue et l'inertie résistant à cette traction.

3.5.1 Cycle de la marche assistée par une canne robotisée

L'assistance de la canne passive qui se limitait aux phases D_1 , S_2 et D_2 est étendue au cycle de marche complet c'est-à-dire pendant S_1, D_1 , S_2 et D_2 . En outre, la présence de la roue motorisée permet une utilisation continue de la canne durant tout le cycle, supprimant également les phases de port de la canne.

3.5.2 Coût métabolique et contraintes

De nouveau, aucun coût supplémentaire n'est associé à l'emploi de la canne. Les contraintes suivantes sont cependant ajoutées :

- La longueur de la canne est bornée de sorte que $l_{canne_{min}} \leq l_{canne} \leq l_{canne_{max}}$
- La vitesse d'élongation de la canne est bornée par : $\dot{l}_{canne_{min}} \leq \dot{l}_{canne} \leq \dot{l}_{canne_{max}}$
- La position de la canne est limitée de sorte que $x_{c_{min}} \leq x_c \leq x_{c_{max}}$
- La vitesse de déplacement au sol de la canne est bornée : $\dot{x}_{c_{min}} \leq \dot{x}_c \leq \dot{x}_{c_{max}}$
- Un arrêt de la roue lors l'exercice d'un appui
- La cyclicité de la trajectoire de la canne assurée en imposant : $x_c(T_{enjambée}) = L_{enjambée} + x_c(0)$

En résumé, l'obtention de la marche assistée à l'aide d'une canne active est équivalente à :

1. la recherche du vecteur :

$$p_{ca} = [p, \{C_i, \alpha_i, \beta_i, \tau_i, x_{canne_i}\}_{i=\{1..4N\}}] \quad (3.13)$$

2. minimisant le coût métabolique (3.8)
3. en respectant les contraintes définies précédemment.

Avec \mathbf{p} défini en 3.5 comme étant l'ensemble des variables à optimiser afin d'obtenir une marche sans assistance.

3.6 Résultats de simulation

Les résultats ci-après présentent une comparaison entre :

- une marche perturbée non-assistée telle que décrite précédemment avec $F_{P1max} = 2.0$, $F_{P2max} = 1.0$ et $\lambda = 1.5$ (en rouge)
- une marche perturbée assistée d’une canne conventionnelle avec $F_{P1max} = 2.0$, $F_{P2max} = 1.0$, $F_{Cmax} = 0.3$ et $\lambda = 1.5$ (en bleu)
- une canne active permettant un appui maximal de $F_{Cmax} = 0.3$ et admettant $\dot{x}_{Cmax} = 0.5$ ainsi que $\dot{l}_{canne_{max}} = 0.2$ (en vert).

L’observation de la norme des forces maximales exercées par les jambes, indiquent une réduction de celles-ci lors de l’utilisation d’une assistance (Figure 3.25). Cette réduction de l’ordre de 19% et 3% dans le cadre d’une canne passive est portée à 27 % et 12 % respectivement pour les jambes 1 et 2 dans le cadre de l’utilisation de la canne active. Cette réduction se traduit au niveau de la trajectoire du CdM par un recouvrement quasi total de la symétrie (Figure 3.24).

L’utilisation de la canne passive, essentiellement lors des doubles appuis est améliorée avec la canne active grâce à une utilisation prolongée permise par les mobilités robotisées (Figures 3.26 et 3.27). Nous remarquons également une assistance au freinage et à la propulsion à chaque phase de double appui permettant de réduire les forces à la fois de la jambe saine (Figures 3.30 et 3.28) et de la jambe perturbée (Figures 3.31 et 3.29). De fait, le coût métabolique de la marche est réduit.

Cependant les mouvements de la canne active associés à cette stratégie de minimisation du coût, seraient difficilement réalisables dans le cadre de la marche. En effet, cela solliciterait un déplacement bref et très rapide de la canne susceptible de perturber l’utilisateur. Nous pourrions envisager cependant l’utilisation de deux cannes robotisées assistant chacune une jambe pour obtenir une assistance similaire à celle que nous avons observée.

3.7 Conclusion

Dans le cadre de ce chapitre nous avons développé un simulateur capable de générer des marches saines, perturbées et assistées dans le plan sagittal. Ce simulateur est basé sur la résolution d’un problème de commande optimale. Après la définition d’un modèle de bipède, du coût métabolique reposant sur le travail mécanique et la formulation du problème d’optimisation, des marches peuvent être générées. Malgré la simplicité des modèles mis en oeuvre, les résultats sont plutôt fidèles aux observations expérimentales. Le simulateur a été utilisé pour illustrer les conséquences de l’usage d’une canne trop courte ainsi que pour explorer les possibilités qui peuvent être offertes par une canne robotisée.

Comparaison d'une marche perturbée sans assistance (Rouge) avec une marche perturbée assistée d'une canne passive (Bleu) et d'une canne active (Vert)

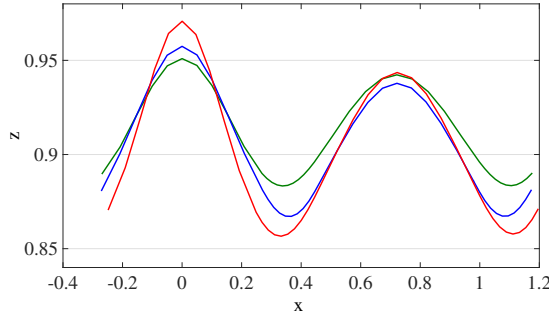


FIGURE 3.24 – Trajectoire du centre de masse

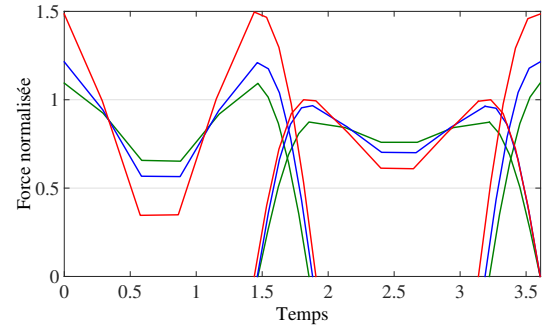


FIGURE 3.25 – Efforts générés par les deux jambes

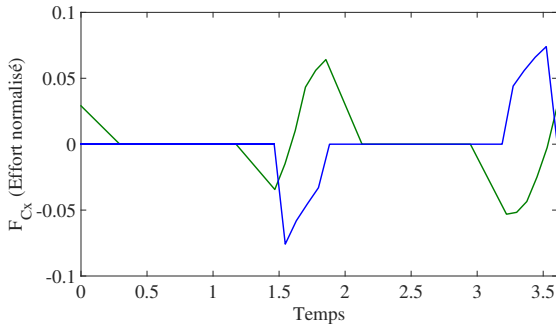


FIGURE 3.26 – Efforts antéro-postérieurs exercés avec la canne

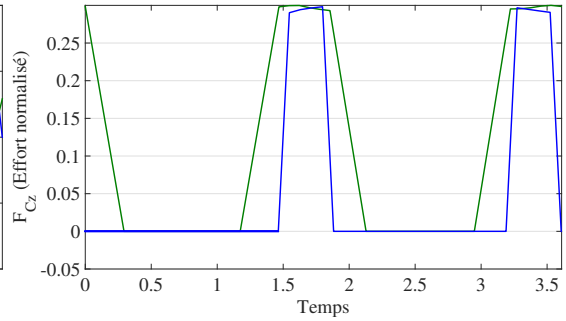


FIGURE 3.27 – Efforts normaux exercés avec la canne

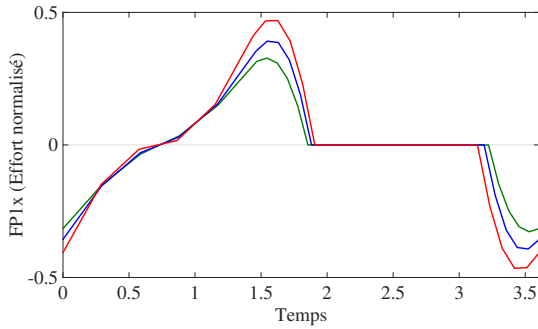


FIGURE 3.28 – Efforts antéro-postérieurs exercés avec la jambe 1

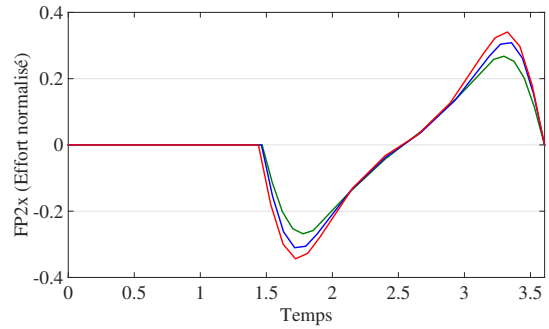


FIGURE 3.29 – Efforts antéro-postérieurs exercés avec la jambe 2

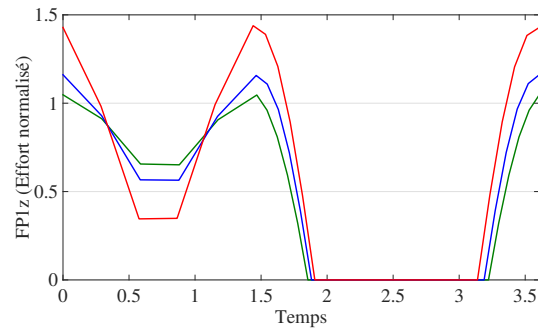


FIGURE 3.30 – Efforts normaux exercés avec la jambe 1

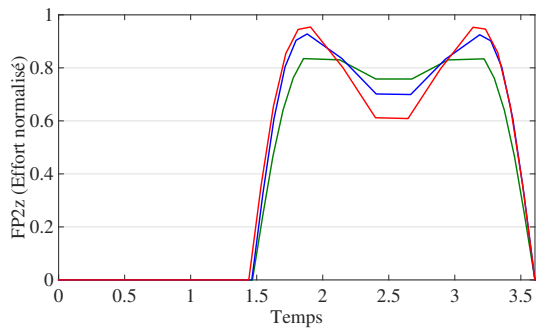


FIGURE 3.31 – Efforts normaux exercés avec la jambe 2

Chapitre 4

Intégration d'une canne robotisée dans le cycle de la marche

Sommaire

4.1	Présentation de la canne active	79
4.2	Synchronisation de la canne active avec la marche	82
4.3	Commande de la canne active	85
4.4	Résultats expérimentaux	88
4.5	Conclusion	95

Dans ce chapitre, nous allons, dans un premier temps, présenter la canne à roue et axe télescopique motorisées que nous avons développée. La mécanique ainsi que l'instrumentation et l'électronique de commande embarquée seront décrites. Nous exposerons dans un second temps la solution que nous avons adoptée afin de synchroniser le mouvement de la canne avec la marche du sujet et d'offrir un point d'appui quand cela est nécessaire. Le problème de commande est ensuite formalisé et la loi de commande explicitée. Les résultats expérimentaux sont finalement fournis afin de valider l'approche proposée.

4.1 Présentation de la canne active

Comme nous l'avons expliqué dans le premier chapitre, nous faisons le choix de concevoir une canne robotisée qui conserve au mieux les propriétés des cannes conventionnelles. Nous souhaitons, en effet, que la canne robotisée (ou active) conserve une forme longiligne, un point appui au sol ainsi qu'un encombrement et un poids réduits. Nous avons fait pour cela le choix de développer une canne munie d'un axe télescopique actionné et d'une roue motorisée. Ces deux degrés de liberté permettent de suivre la marche d'un sujet et de lui offrir un point d'appui. L'avantage est d'éviter aux utilisateurs la mani-

pulation (levée et positionnement) de la canne pendant la marche. Cette manipulation pourrait perturber le cycle locomoteur [37, 41]. Nous allons dans la suite décrire plus en détail le prototype de canne robotisée que nous avons développée.

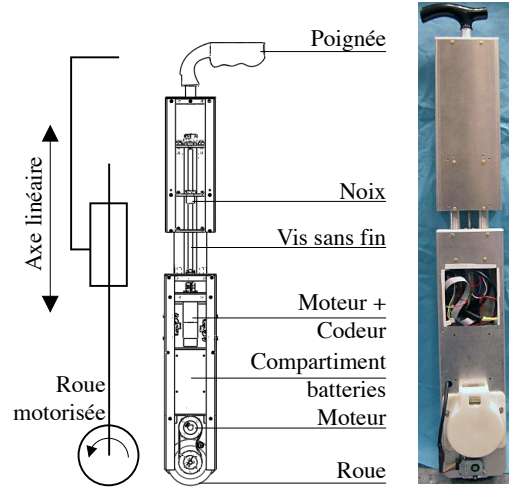


FIGURE 4.1 – Photographie de la canne robotisée et schéma représentant sa structure

4.1.1 Architecture mécanique

La canne robotisée dont la structure mécanique est présentée dans la Figure 4.1 se compose d'un axe linéaire ainsi qu'une d'une roue motorisée à son extrémité et offre deux degrés de liberté.

L'actionnement de l'axe de la canne est assuré par un moteur sans balais Maxon EC-Max 30 équipé d'un codeur incrémental. Le moteur entraîne un mécanisme de vis-écrou convertissant le mouvement de rotation du moteur en une translation. L'amplitude de cette translation de 0.15 m permet une variation de la longueur de la canne entre 0.85 m et 1.00 m. La vitesse et la force nominales de cet axe sont respectivement de 0.33 ms^{-1} et 150 N.

La roue située à l'extrémité de la canne est actionnée par un moteur Maxon GP52-12 via un mécanisme de poulie et courroie avec un galet de tension. À la sortie du réducteur, la vitesse et le couple nominaux sont respectivement de 23 rads^{-1} et 4.6 Nm. La roue ayant un diamètre de 0.1 m, ces valeurs correspondent au bout de la canne à une vitesse et une force tangentielle respectives de 1.1 ms^{-1} et 92 N. La mesure du déplacement effectué par la roue est obtenue par les capteurs à effet Hall du moteur.

La masse totale de la canne s'établit à 5.7 kg avec une largeur de 0.11 m, une profondeur de 0.056 m et une hauteur variant entre 0.85 et 1.00 m

4.1.2 Electronique de commande

Le contrôle des moteurs présentés précédemment est assuré par deux variateurs de vitesse ELMO Solo-Whistle. Ces variateurs reçoivent les références de vitesse des deux moteurs d'un microcontrôleur MBED LPC1768 par un Bus CAN en utilisant le protocole CANOpen. En plus du calcul et de l'envoi de la commande (les deux références de vitesse), le microcontrôleur communique en série avec deux autres microcontrôleurs : un MBED LPC1768 et un Arduino Due. Le deuxième MBED LPC1768 reçoit toutes les informations relatives à l'asservissement en cours pour les stocker sur une carte mémoire. L'Arduino Due récupère les angles de deux centrales inertielles équipant respectivement la canne et son utilisateur. L'équipement de l'utilisateur est prévu afin de permettre la synchronisation du mouvement de la canne avec la marche, comme nous le verrons plus tard. La communication avec la centrale inertielle positionnée sur la canne s'effectue en utilisant une liaison série filaire. La centrale inertielle équipant le sujet transmet ses données moyennant une liaison Bluetooth. Les deux centrales inertielles embarquent une unité de calcul et un logiciel propriétaire permettant d'estimer l'orientation à partir de la fusion des données de l'accéléromètre, du magnétomètre et du gyromètre. Le schéma récapitulatif de l'architecture électronique de la canne active est représenté sur la Figure 4.2.

Les variateurs et les différentes cartes électroniques que nous venons de présenter sont alimentés par une batterie embarquée par la canne robotique.

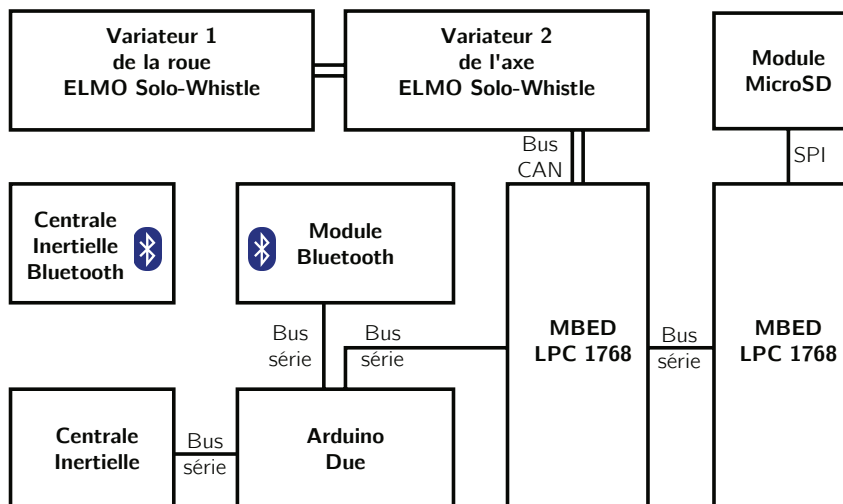


FIGURE 4.2 – Schéma récapitulatif de l'électronique de commande de la canne active

4.2 Synchronisation de la canne active avec la marche

L'architecture mécanique de la canne robotique lui permet de se mouvoir dans un plan lorsqu'elle est tenue par l'utilisateur. Nous allons ici exposer la stratégie adoptée pour synchroniser les mouvements de la canne avec la marche de l'utilisateur dans le plan sagittal. Lorsque le sujet souhaite tourner, il peut facilement effectuer manuellement une rotation de la canne autour de son point d'appui au sol.

Nous proposons de synchroniser les mouvements de la canne en fonction de l'enjambée de la jambe affectée ou la plus faible. Nous allons tout d'abord expliquer cette proposition avant d'exposer la méthode que nous employons pour détecter les différentes phases de la jambe en question.

Lors de la marche assistée à l'aide d'une canne conventionnelle, celle-ci est en effet positionnée au sol lors du début de la phase d'appui de la jambe assistée. Son orientation est corrélée à celle de cette jambe durant toute sa phase d'appui. Elle est ensuite levée par l'utilisateur lors du balancement de la jambe assistée, laissant la jambe saine seule au contact du sol.

4.2.1 Stratégie de synchronisation

Dans [38], l'objectif est de contrôler les mouvements d'une version unilatérale de l'exosquelette HAL assistant une jambe affectée. L'usage de ce mécanisme est souvent associé à une canne afin de faciliter le maintien de l'équilibre. Pour définir la trajectoire de l'exosquelette, les auteurs ont analysé les synergies entre les mouvements des membres supérieurs, inférieurs et d'une canne conventionnelle lors d'une marche assistée et ont mis en évidence la synchronisation du mouvement de la canne avec le cycle de la marche. La génération de la trajectoire de l'exosquelette unilatéral a été finalement générée en fonction des mouvements de la jambe saine et de la canne.

Nous nous inspirons ici du travail de [38] pour la synchronisation du mouvement de la canne robotisée avec la marche. Nous pouvons en effet aisément constater une synchronisation du mouvement d'une canne conventionnelle avec celui de la jambe qu'elle assiste (Figure 4.3). Une étude des corrélations entre l'angle de la canne par rapport à la verticale dans le plan sagittal et les angles de la jambe assistée a été effectuée à partir des données recueillies dans le second chapitre. Les résultats reportées dans le tableau 4.1 montrent une forte corrélation entre l'angle de la canne et celui de la hanche (la moyenne des coefficients de corrélation de Pearson est de 0.9).

Nous proposons en conséquence le mode de commande suivant pour contrôler le mouvement de la canne active (Figure 4.4) :

- Lors de la phase de balancement de la jambe à assister : L'angle de la canne active par rapport à la verticale dans le plan sagittal est asservi sur l'angle de la hanche de la jambe à assister. Cette tâche est accomplie en gardant la hauteur de la poignée constante afin de ne pas perturber la position de la main de l'utilisateur
- Lors de la phase d'appui de la jambe à assister : La roue est asservie à une vitesse nulle afin d'offrir un point d'appui immobile pour le sujet. La longueur de l'axe télescopique est asservie pour garder une hauteur constante de la poignée de la canne.

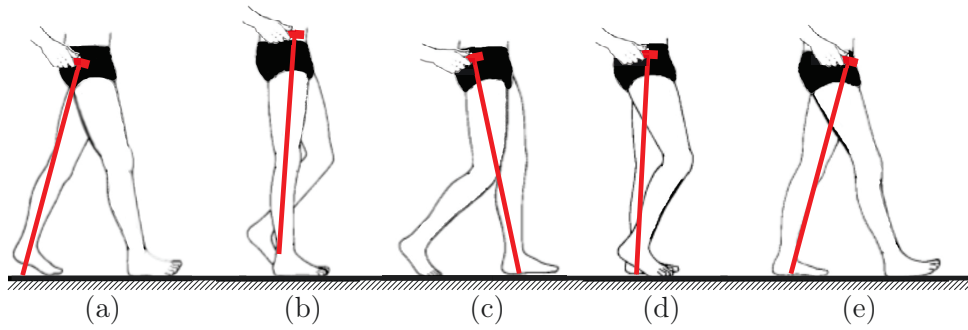


FIGURE 4.3 – Représentation séquentielle de l'utilisation contralatérale d'une canne conventionnelle lors de la marche assistée. (a) Propulsion vers l'avant grâce à la canne et la jambe invalide (b) Balancement de la canne et de la jambe invalide vers l'avant. (c) Entrée en contact avec le sol de la canne et du pied de la jambe invalide. (d) Support du poids grâce à la jambe invalide et la canne, balancement de la jambe saine. (e) Entrée en contact de la jambe saine.

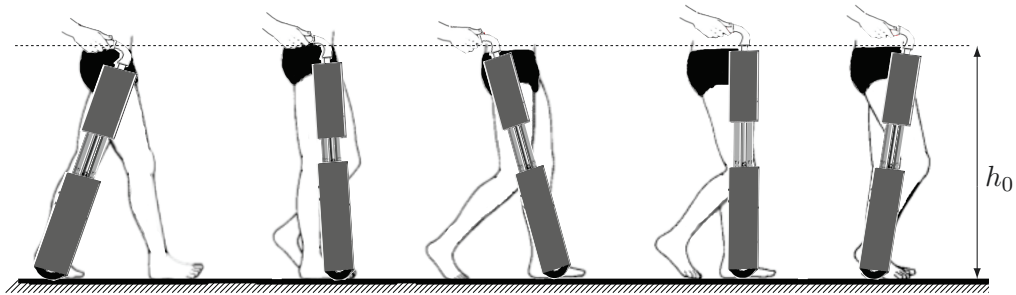


FIGURE 4.4 – Synchronisation souhaitée de la canne active avec la marche

4.2.2 Détection des phases de la marche

La mise en oeuvre de la stratégie de commande proposée requiert la détection en ligne des différentes phases de la jambe à assister. Pour l'analyse clinique de la marche, les systèmes de capture de mouvement, les plateformes de force et les tapis de pression servent à délimiter et à analyser les différentes phases d'un cycle de la marche avec une

	Corrélation								
	Orientation Hanche-Canne			Orientation Genou-Canne			Orientation Cheville-Canne		
Allure	L	M	R	L	M	R	L	M	R
Groupe	0.87	0.92	0.93	-0.54	-0.61	-0.56	-0.54	-0.56	-0.45
Ecart-type(\pm)	0.11	0.08	0.07	0.36	0.31	0.42	0.35	0.33	0.37

TABLE 4.1 – Corrélation moyenne calculée entre les orientations des articulations des membres inférieurs et celle de la canne selon le plan sagittal pour différentes allures de marche : Lente (L), Moyenne (M) et Rapide (R). L'écart-type pour chacune des configurations est fourni sous la moyenne.

grande précision. La nécessité de suivre l'évolution les patients en dehors de l'hôpital a permis le développement de solutions embarquées. Des algorithmes utilisant les données d'accéléromètres, de gyromètres et d'inclinomètres ont en effet été utilisés [62]. Des centrales inertielles à bas coût incluant un accéléromètre, un gyromètre et un magnétomètre peuvent également être utilisées pour détecter les phases de la marche.

Dans [92], la détection de l'entrée en contact du pied avec le sol et son décollement chez deux groupes (A et B) de sujets hémiplegiques est conduite. Le groupe A est composé de sujets ayant une cadence de 49 pas/min tandis que la cadence des sujets du groupe B est de 70 pas/min. Trois capteurs (un inclinomètre, un gyromètre et un accéléromètre) sont comparés afin de déterminer le plus adéquat pour la détection des phases. L'inclinomètre est disposé 10 cm sous le genou, le gyroscope sur le talon et l'accéléromètre à côté de l'inclinomètre. Une recherche de corrélation entre les pics des signaux fournis par les capteurs et les instants d'entrée en contact et de décollement du sol a été menée. Les accélérations verticales et les pics du gyromètre se sont avérés efficaces pour des marches lentes et rapides.

Dans [57], une instrumentation différente constituée de 3 gyromètres attachés à la cuisse, la jambe et la surface du pied, ainsi qu'un accéléromètre collé à la jambe est présentée dans le cadre du développement d'un système de détection portable. L'accéléromètre est utilisé pour estimer l'orientation de la jambe afin de corriger les erreurs obtenues lors de l'intégration des vitesses de rotation fournies par les 3 gyromètres. Grâce aux vitesses angulaires et orientations (obtenues par intégration) des 3 membres, une détermination de la phase en cours est obtenue. Les résultats obtenus s'avèrent satisfaisants après une comparaison avec la vérité terrain obtenue par un système de capture de mouvement. Dans [86] une configuration similaire est utilisée avec l'adjonction de capteurs de pression plantaire.

L'efficacité croissante des systèmes portables de détection des phases de la marche a contribué à l'amélioration de techniques d'assistance à la marche, notamment l'assistance en cas de paralysie du muscle releveur du pied. Cette paralysie se traduit par un abaissement constant du pied perturbant la phase de balancement et l'entrée du pied en contact avec le sol. L'assistance dans ce cadre peut être fournie par le moyen de la

Stimulation Electrique Fonctionnelle (SEF) [56]. La détection de l'instant du cycle de la marche à partir duquel la stimulation doit être activée a été faite au moyen de mesures inertielles [18, 71, 96]. Ainsi, l'entrée de la jambe en contact avec le sol peut être détectée grâce à un accéléromètre attaché à la cuisse. Les phases de pré-balancement et de balancement peuvent être délimitées grâce à des gyromètres positionnés respectivement sur la jambe et le pied.

Nous proposons dans notre étude de baser la détection des phases d'appui et balancement de la jambe à assister sur une mesure du gyromètre inclu dans la centrale inertielle attachée à la jambe. Le sens de rotation d'une jambe diffère en effet selon qu'elle soit en appui ou en balancement. Lorsque la jambe est en balancement, la rotation de la cuisse s'effectue dans le sens trigonométrique. La rotation a lieu en sens inverse lors de la phase d'appui. Ces deux sens de rotations donnent lieu à des vitesses de rotation de signes différents.

4.3 Commande de la canne active

Comme précisé dans la section précédente, la canne active doit adapter la hauteur de son axe afin de ne pas perturber la position de la main de l'utilisateur durant tout le cycle de la marche et son angle doit suivre celui de la hanche durant la phase de balancement de la jambe à assister. Dans la suite, nous allons dériver le modèle cinématique de la canne et définir la loi de commande.

La canne active est représentée dans le plan sagittal sur la Figure 4.5. Elle se compose d'une roue motorisée de rayon $r = 0.05 \text{ m}$ et d'un châssis composé d'une partie haute et d'une partie basse. La longueur l du châssis est variable grâce à l'axe motorisé reliant ses deux parties. On attache respectivement à la roue, à la partie basse du châssis et à la poignée, les repères \mathcal{R}_R , \mathcal{R}_C et \mathcal{R}_H . L'orientation de la canne dans le plan sagittal est définie par l'angle θ qui est l'angle de rotation du repère \mathcal{R}_H par rapport au repère monde \mathcal{R}_0 selon \vec{y}_0 .

4.3.1 Maintien d'une hauteur constante

La hauteur de la canne est définie par une coordonnée initiale notée h_0 du point H , centre du repère \mathcal{R}_H , dans \mathcal{R}_0 . Afin de maintenir cette hauteur, nous réalisons un asservissement de position de l'axe. La référence de position de cet asservissement dépendra de l'angle. On associe en effet une longueur l pour chaque valeur de l'angle θ . En considérant un point d'appui immobile, et afin de maintenir une hauteur constante,

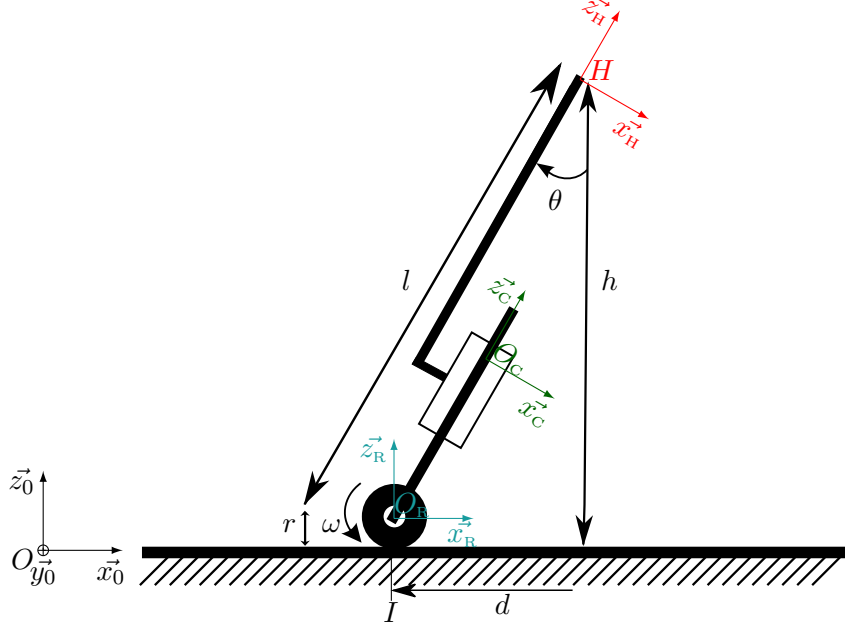


FIGURE 4.5 – Modélisation de la canne active, \mathcal{R}_0 repère inertiel, \mathcal{R}_r repère de la roue, \mathcal{R}_c repère du châssis, \mathcal{R}_h repère de la poignée

la longueur désirée de l'axe doit être égale à :

$$l_{des} = \frac{h_0}{\cos \theta} \quad (4.1)$$

Comme un asservissement de vitesse est déjà effectué par le variateur, nous rajoutons une boucle externe de la façon suivante :

$$\tilde{l} = K_a \left(\frac{h_0}{\cos \theta} - l \right) \quad (4.2)$$

avec \tilde{l} la consigne de vitesse envoyée au variateur. Le gain K_a prend deux valeurs différentes selon que la jambe assistée est en phase de balancement ou d'appui. L'idée est de diminuer la bande passante de l'asservissement pendant que le sujet prend appui sur la canne.

4.3.2 Asservissement de l'orientation

Afin de permettre à la canne de s'asservir sur l'orientation de la jambe à assister, il est nécessaire de déterminer la vitesse de la roue motorisée. Cependant ce déplacement de la canne induit par la roue ne doit pas produire un déplacement non-désiré de la main de l'utilisateur. Pour cela nous dérivons d'abord la vitesse du point H dans le mouvement de \mathcal{R}_h par rapport à \mathcal{R}_0 . Nous pouvons écrire :

$$\vec{V}_{H \in \mathcal{R}_H / \mathcal{R}_0} = \vec{V}_{H \in \mathcal{R}_H / \mathcal{R}_C} + \vec{V}_{H \in \mathcal{R}_C / \mathcal{R}_0} \quad (4.3)$$

avec :

$$\vec{V}_{H \in \mathcal{R}_H / \mathcal{R}_C} = \dot{l} \vec{z}_C \quad (4.4)$$

Nous pouvons également écrire :

$$\vec{V}_{H \in \mathcal{R}_C / \mathcal{R}_0} = \vec{V}_{O_R \in \mathcal{R}_C / \mathcal{R}_0} + \vec{H} \vec{O}_R \wedge \vec{\Omega}_{\mathcal{R}_C / \mathcal{R}_0} \quad (4.5)$$

soit :

$$\vec{V}_{H \in \mathcal{R}_C / \mathcal{R}_0} = \vec{V}_{O_R \in \mathcal{R}_C / \mathcal{R}_0} - l \vec{z}_H \wedge \dot{\theta} \vec{y}_0 \quad (4.6)$$

En considérant que la roue effectue un roulement sans glissement, nous pouvons réécrire l'équation de la façon suivante :

$$\begin{aligned} \vec{V}_{H \in \mathcal{R}_C / \mathcal{R}_0} &= r(-\omega + \dot{\theta}) \vec{x}_0 - l \vec{z}_H \wedge \dot{\theta} \vec{y}_0 \\ &= (r(-\omega + \dot{\theta}) + l \dot{\theta} \cos \theta) \vec{x}_0 - l \dot{\theta} \sin \theta \vec{z}_0 \end{aligned} \quad (4.7)$$

avec ω la vitesse de rotation de \mathcal{R}_R par rapport à \mathcal{R}_C selon \vec{y}_0 . Au final, nous avons :

$$\vec{V}_{H \in \mathcal{R}_H / \mathcal{R}_0} = (\dot{l} \sin \theta + r(-\omega + \dot{\theta}) + l \dot{\theta} \cos \theta) \vec{x}_0 + (\dot{l} \cos \theta - l \dot{\theta} \sin \theta) \vec{z}_0 \quad (4.8)$$

La vitesse nulle de H selon l'axe \vec{z}_0 est assurée par l'asservissement de l'axe exposé précédemment. Afin d'annuler la vitesse selon \vec{x}_0 , nous devons avoir :

$$\omega = \frac{(r + l \cos \theta)}{r} \dot{\theta} + \frac{\sin \theta}{r} \dot{l} \quad (4.9)$$

Connaissant la relation liant la longueur de la canne, la hauteur de la poignée et l'orientation de la canne, nous pouvons écrire :

$$\omega = \frac{(r + l \cos^3 \theta)}{r} \dot{\theta} \quad (4.10)$$

La loi de commande de la roue est donc :

$$\tilde{\omega} = K_r \frac{(r + l \cos^3 \theta)}{r} (\theta_d - \theta) \quad (4.11)$$

avec $\tilde{\omega}$ la consigne de vitesse de la roue envoyée au variateur et θ_d l'angle de la jambe à assister.

Le grafctet de de la Figure 4.6 récapitule l'asservissement de la canne active en fonction de la phase de la jambe à assister.

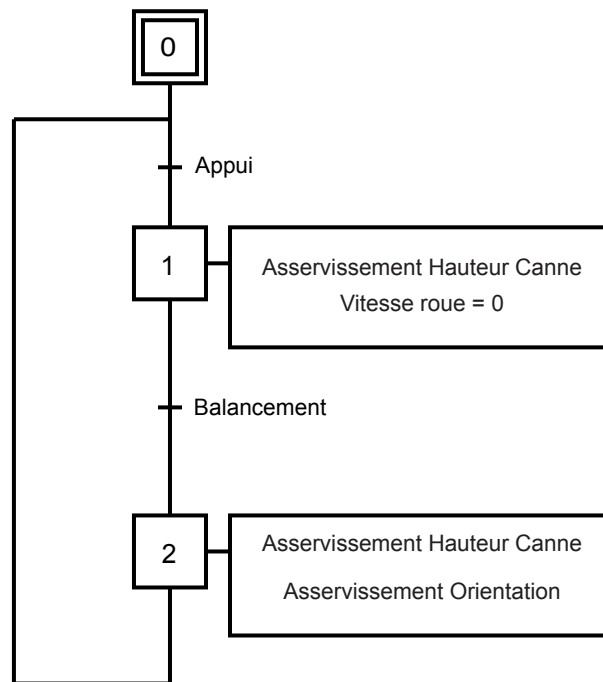


FIGURE 4.6 – Représentation Grafcet du fonctionnement de la canne active.

4.4 Résultats expérimentaux

Les lois de commande ont été implémentées sur le micro-contrôleur et les références de vitesse sont calculées à une fréquence de 50 Hz. Afin de pouvoir évaluer la synchronisation de la canne active avec la marche de son utilisateur, le système de capture de mouvement Codamotion a été utilisé afin de compléter les données enregistrées par la canne. Ainsi, le sujet est équipé de la même façon que pendant les expériences décrites dans le Chapitre 2. La canne active est également équipée de marqueurs à ses extrémités haute et basse ainsi qu'au centre de son châssis afin d'obtenir sa position et son orientation. La Figure 4.7 illustre un sujet équipé et la canne active lors d'une phase d'appui.

Nous allons dans la suite illustrer le comportement de la canne durant un pas. Nous évaluerons ensuite ses capacités en fonction de la vitesse de la marche. Enfin, nous examinerons le comportement de la canne lors d'un mouvement volontaire de la main.

4.4.1 Illustration du comportement de la canne pour un pas unique

Les résultats présentés ci-après représentent le comportement observé lors de l'accomplissement d'un pas d'initiation à la marche. Ainsi le sujet initialement à l'arrêt et pieds joints, effectue un pas de 0.31 m avec sa jambe gauche à assister. La Figure 4.8 représentant la détection de phase obtenue d'une part grâce au gyromètre de la centrale inertielle et d'autre part avec le système de capture de mouvement, indique une détection

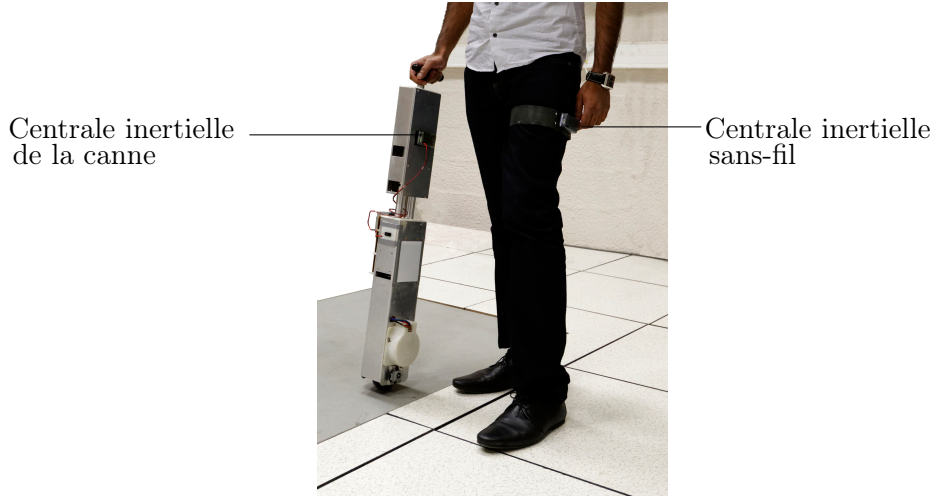


FIGURE 4.7 – Illustration d'un sujet équipé de la centrale inertielle sur sa jambe gauche, en phase d'appui lors de la marche avant la canne active.

correcte des phases avec un unique gyromètre positionné sur la cuisse. La détection de transition entre l'appui et le balancement ($t = 2.1s$) est obtenue en observant la vitesse angulaire fournie par le gyromètre qui est multipliée par 100 pour faciliter son observation. L'initiation du balancement de la jambe est ainsi détectée lors du franchissement du seuil indiqué en vert. La durée du balancement correspond à la durée durant laquelle la courbe bleue demeure à sa valeur basse (entre $t = 2.12s$ et $t = 2.53s$). Pendant cette durée de balancement, la roue est autorisée à se mouvoir. La Figure 4.9 représente le suivi de l'angle de la hanche de la jambe assistée par la canne. La position de l'extrémité distale de la canne ainsi que les limites avant et arrière du pied sont aussi représentées. L'angle de la canne est bien asservi et son extrémité suit bien le mouvement du pied de la jambe à assister. Nous pouvons constater sur la Figure 4.8 que la phase d'appui est détectée lorsque la vitesse angulaire de la cuisse devient négative. Pendant toute la durée du pas, l'asservissement de l'axe assure une hauteur de la poignée autour 0.88 m (Figure 4.10). La vitesse de la roue est positive durant le suivi et nulle pendant la phase d'appui de la jambe à assister afin d'offrir un point d'appui immobile. Les Figures 4.12 et 4.11 montrent l'évolution des vitesses de l'axe linéaire et de la roue.

4.4.2 Marche assistée avec une canne active pour une marche à 0.17 m/s

L'objectif ici est d'évaluer la synchronisation de la canne avec le cycle locomoteur lors d'une marche à vitesse lente. Les résultats du suivi présentés sur la Figure 4.13 qui indiquent un bon asservissement de l'angle de la canne sur celui de la jambe à assister. L'erreur quadratique pendant toute la durée de la marche est de 5.2° . Il est à noter que pendant la phase d'appui de la jambe gauche, l'angle de la canne n'est pas asservi (roue immobile), ce qui explique une augmentation de l'erreur. Malgré l'erreur de suivi, nous pouvons voir sur la même figure, que l'extrémité de la canne se situe toujours au milieu

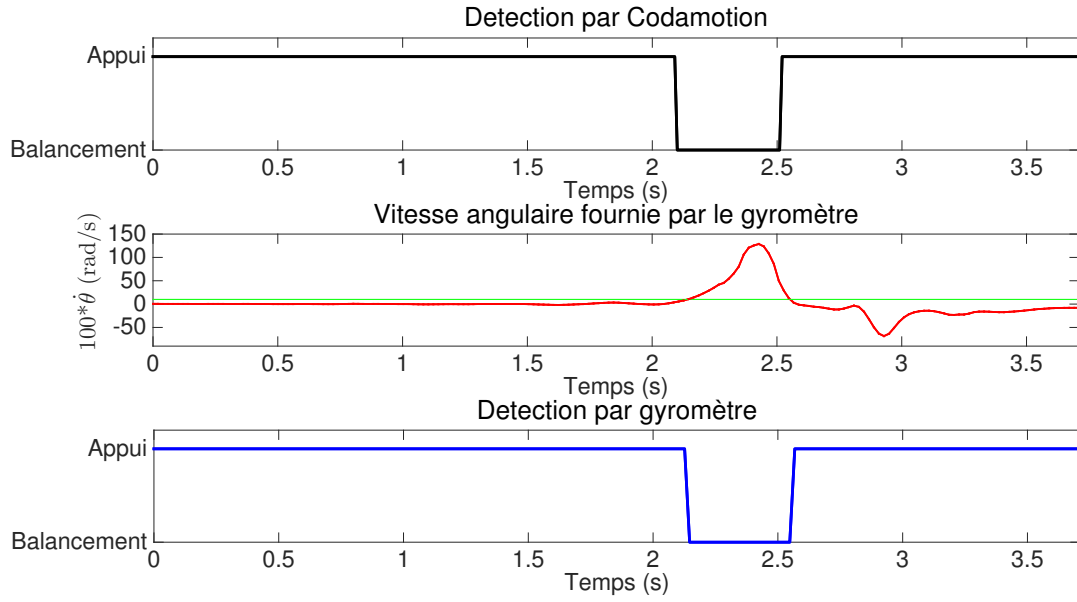


FIGURE 4.8 – Détection des phases de la marche avec le gyromètre comparée au Codamotion lors d'un pas. (a) Détection accomplie par capture de mouvement (b) Vitesses angulaires fournies par le gyromètre de la centrale inertielle attachée à la cuisse gauche, en rouge la vitesse angulaire multipliée par 100 et en vert le seuil de transition entre le balancement et l'appui (c) Détection accomplie à l'aide du gyromètre

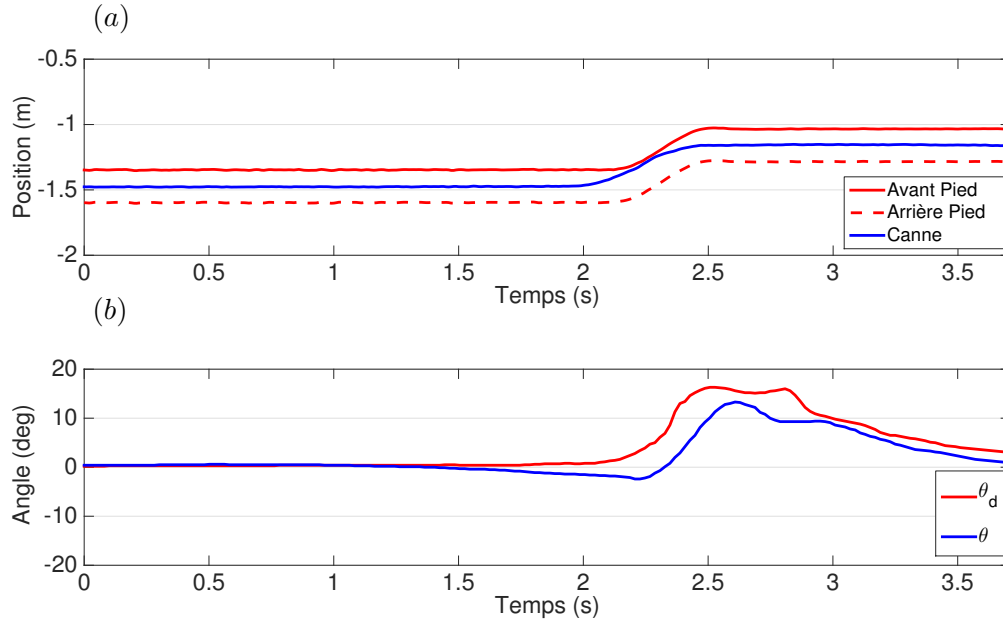


FIGURE 4.9 – (a) Suivi du pied de la jambe gauche par la canne observé au niveau du sol lors d'un pas, (b) Suivi de l'orientation de la cuisse gauche par la canne lors d'un pas

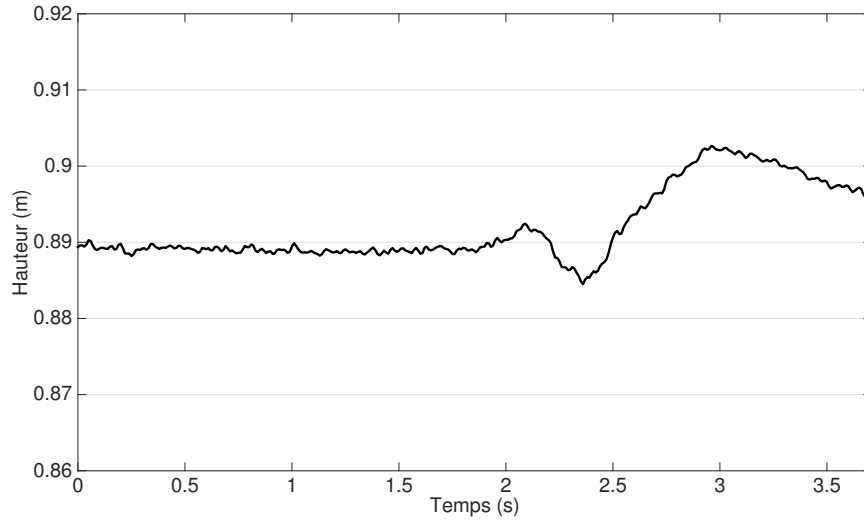


FIGURE 4.10 – Hauteur de la main au cours d'un pas

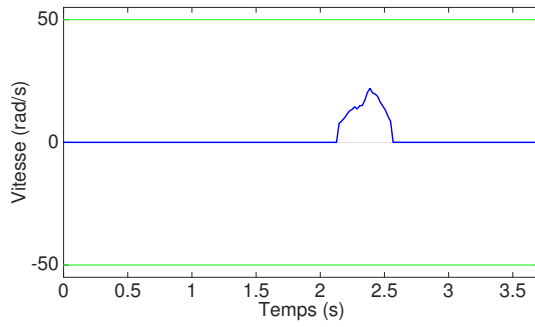


FIGURE 4.11 – Vitesse de la roue lors d'un pas

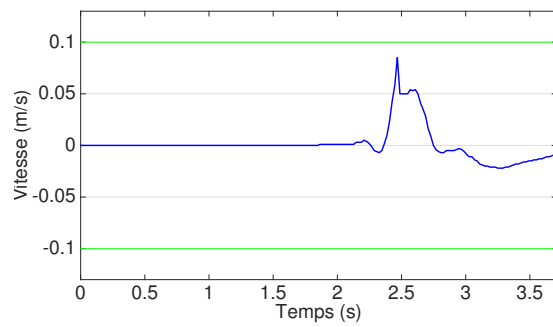


FIGURE 4.12 – Vitesse de l'axe lors d'un pas

du pieds gauche lors des phases d'appui. La Figure 4.16 montre la bonne détection des phases d'appui et de balancement de la jambe gauche durant la marche effectuée. La hauteur de la canne est maintenu quasi constante comme le montre la Figure 4.17. Les vitesses de la roue ainsi que de l'axe représentées par les Figure 4.14 et 4.15 n'excèdent pas les limitations logicielles de vitesse imposées et indiquées en couleur verte. Aussi, nous pouvons remarquer que la roue demeure immobile durant les phases d'appui de la jambe gauche. La vitesse de l'axe est aussi moins élevée pendant ces phases vu que le gain de l'asservissement est diminué.

4.4.3 Effets de l'augmentation de la vitesse de marche

Nous comparons ici les résultats que nous venons de présenter à ceux obtenus pour deux marches à des vitesses plus élevées ($V_{marche} = 0.22m/s$ et $V_{marche} = 0.29m/s$). Lors d'une marche assistée à une vitesse de $0.22m/s$, les performances du suivi de l'orientation

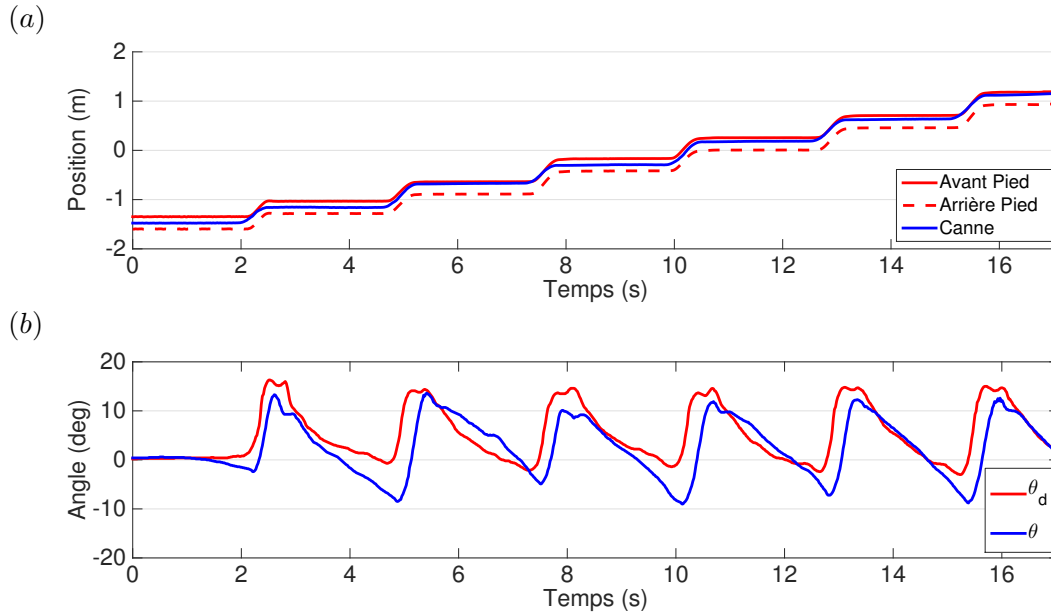


FIGURE 4.13 – $V_{marche} = 0.17m/s$ (a) Suivi du pied de la jambe gauche par la canne observé au niveau du sol, (b) Suivi de l'orientation de la cuisse gauche par la canne

(Figure 4.18-b) demeurent sensiblement identiques à celles pour une marche de $0.17m/s$ avec une erreur quadratique moyenne de 5.7° . La position au sol de la canne s'inscrit également entre les extrémités du pied gauche ou bien dépasse très légèrement l'extrémité avant du pied (Figure 4.18-a). En comparaison avec la marche à $V_{marche} = 0.17m/s$, une sollicitation plus importante de l'axe est observée afin de permettre l'allongement de la canne (Figures 4.23 et 4.21). De même un très léger accroissement des amplitudes maximales de la vitesse de la roue sont observables.

Lors de la marche assistée à une vitesse de $0.29m/s$, une dégradation du suivi de l'orientation de la jambe est observable (Figure 4.19-b). Cette dégradation se traduit par un accroissement de l'erreur quadratique moyenne à 9.9° . Cette dégradation est due à la saturation logicielle de la vitesse de la roue comme nous pouvons le constater en observant la Figure 4.22. Les vitesses de la roue calculée se heurtent aux limitations de vitesses logicielles imposées afin de ne pas atteindre une vitesse d'avancement perturbante pour le sujet.

4.4.4 Synchronisation en cas de mouvement volontaire de la main de l'utilisateur

La stratégie de synchronisation proposée repose sur l'immobilité de la main de l'utilisateur relativement à la jambe assistée. Cette condition est difficilement vérifiable en pratique car le sujet ne peut pas se concentrer sur la position de sa main pendant la marche.

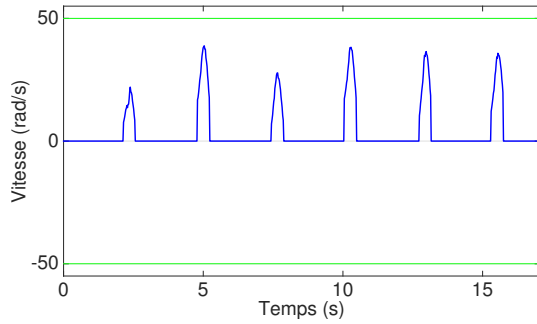


FIGURE 4.14 – Vitesse de la roue pour $V_{marche} = 0.17m/s$

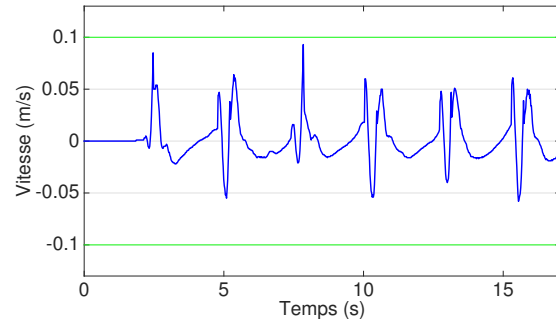


FIGURE 4.15 – Vitesse de l'axe pour $V_{marche} = 0.17m/s$

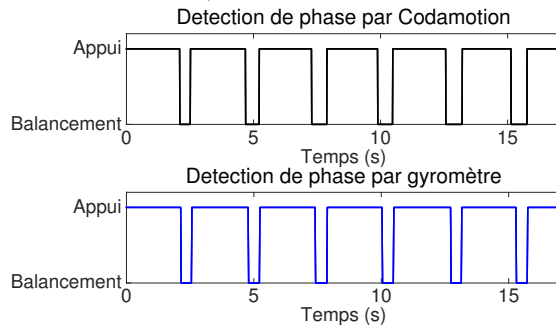


FIGURE 4.16 – Détection des phases de la marche avec le gyromètre comparée au Codamotion pour $V_{marche} = 0.17m/s$

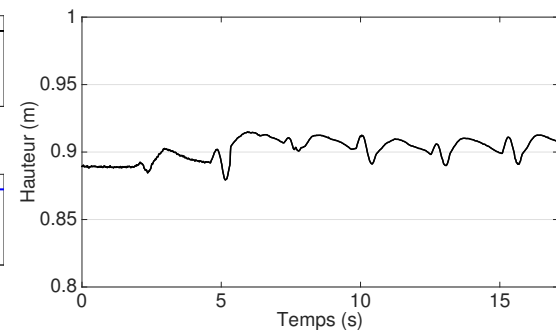


FIGURE 4.17 – Hauteur de la main au cours de la marche pour $V_{marche} = 0.17m/s$

La canne est asservie pour garder une hauteur quasi constante de la main. Le mouvement de la main dans la direction antéro-postérieure est libre. Si le sujet bouge sa main en avant (dans la direction de la marche), cela n'influe pas sur l'asservissement de l'angle mais l'extrémité de la canne sera positionné plus loin devant le pied de la jambe à assister. Ceci peut être gênant pendant l'utilisation. En toute rigueur et pour assurer une synchronisation parfaite entre les mouvements de la canne et le cycle locomoteur, la position du pied gauche relativement à la canne devrait être mesurée et communiquée au contrôleur. Nous avons fait le choix, pour garder une simplicité de la mise en oeuvre, de nous passer d'une telle mesure. Nous pouvons en effet constater lors des essais présentés plus haut que cela ne pose pas de problème. De plus, si le sujet s'aperçoit que la canne est positionnée loin de son pied, il peut en avançant ou en reculant sa main repositionner l'extrémité de la canne à sa convenance.

Afin d'illustrer ce point, une marche débutée avec la canne positionnée 0.16 m (soit une distance de 0.21 m entre la main droite tenant la canne et la hanche droite selon \vec{x}_0) devant l'extrémité avant du pied a été effectuée. Le sujet a ensuite ramené sa main au niveau de la hanche droite durant la marche. Les résultats sont reportés sur la Figures 4.24. L'observation de la position de l'extrémité de la canne et des extrémités du pied est illustrée par la Figure 4.24-b, permettant de constater un rapprochement du

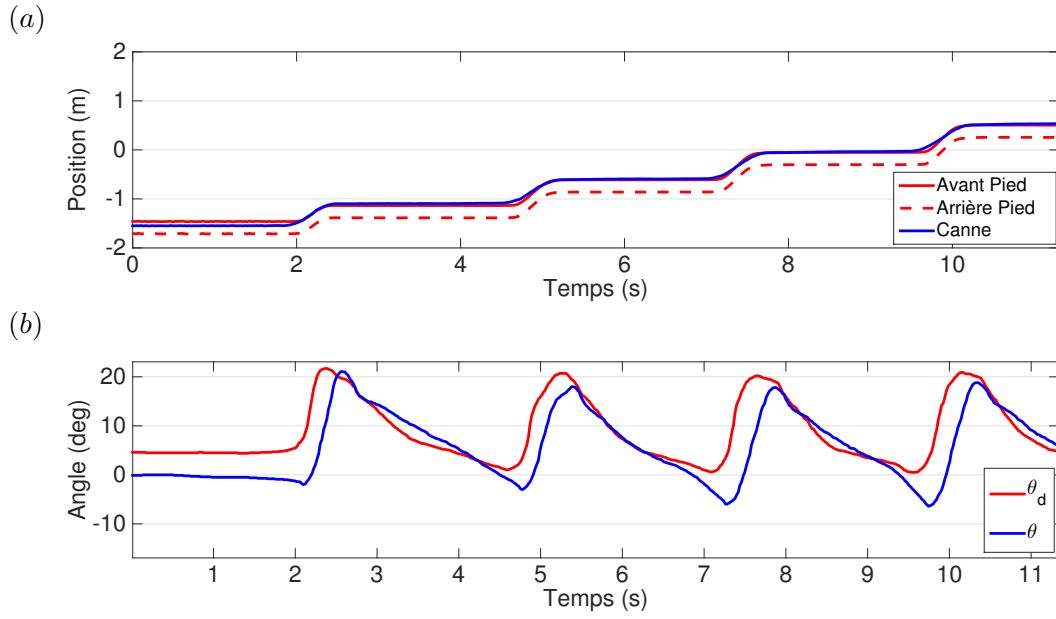


FIGURE 4.18 – $V_{marche} = 0.22 \text{ m/s}$ (a) Suivi du pied de la jambe gauche par la canne observé au niveau du sol, (b) Suivi de l'orientation de la cuisse gauche par la canne

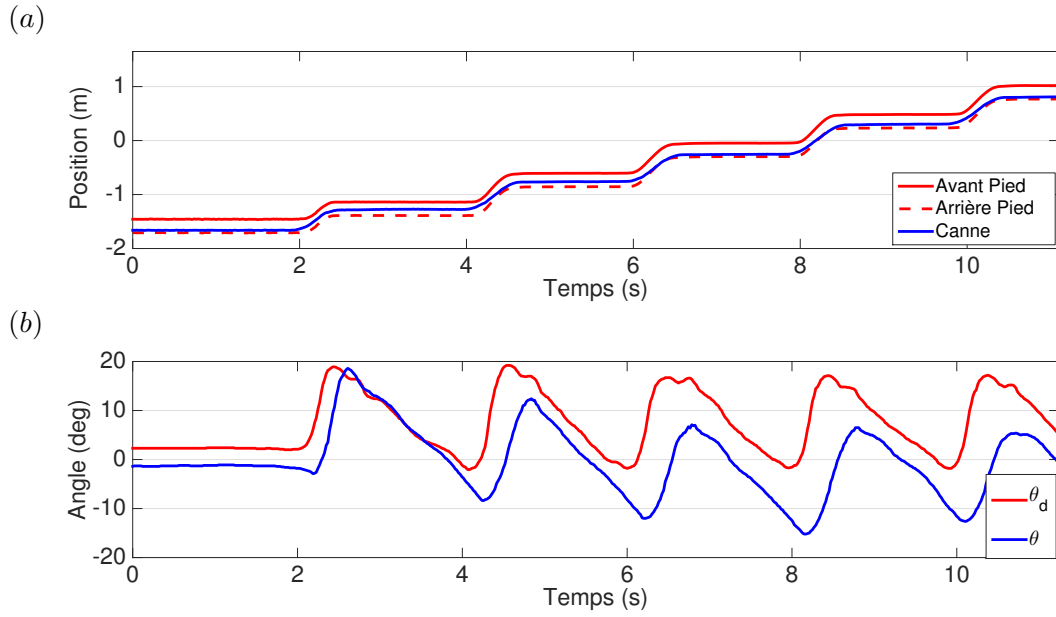


FIGURE 4.19 – $V_{marche} = 0.29 \text{ m/s}$ (a) Suivi du pied de la jambe gauche par la canne observé au niveau du sol, (b) Suivi de l'orientation de la cuisse gauche par la canne

pied et de la canne dès le premier balancement. Par la suite, la position de la canne demeure inscrite entre les extrémités du pied gauche.

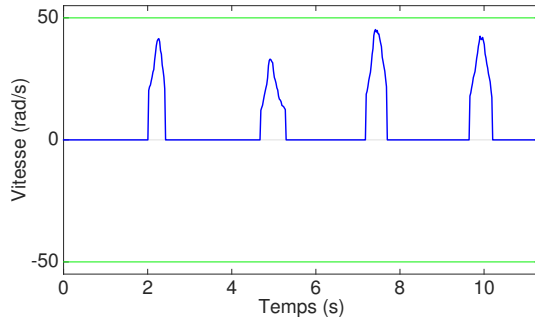


FIGURE 4.20 – Vitesse de la roue pour $V_{marche} = 0.22m/s$

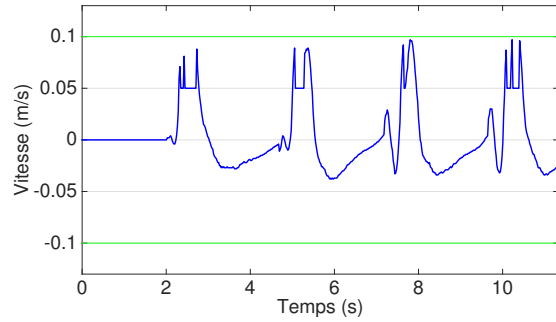


FIGURE 4.21 – Vitesse de l'axe pour $V_{marche} = 0.22m/s$

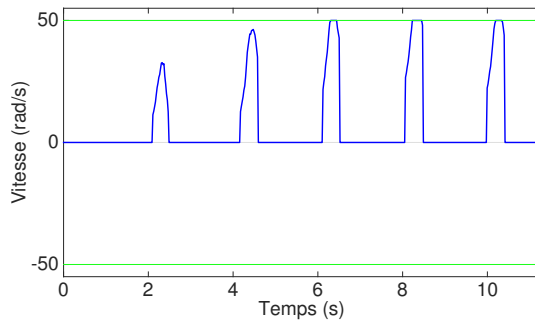


FIGURE 4.22 – Vitesse de la roue pour $V_{marche} = 0.29m/s$

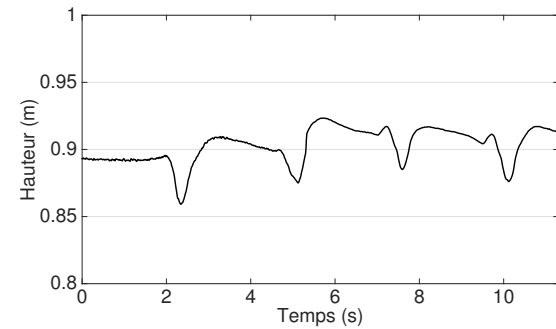


FIGURE 4.23 – Hauteur de la main au cours de la marche pour $V_{marche} = 0.22m/s$

4.5 Conclusion

Dans le cadre de ce chapitre, une présentation de la canne active utilisée dans le cadre de l'assistance à la marche a été proposée. Afin de permettre une intégration de cette assistance au cycle de la marche, une étude des corrélations existantes entre l'orientation des différents membres inférieurs et une canne conventionnelle a été effectuée. Cette étude nous a permis de constater une forte corrélation entre l'orientation de la cuisse de la jambe à assister et la canne conventionnelle selon le plan sagittal.

Dans le but de prodiguer une assistance similaire à celle offerte par une canne conventionnelle c'est-à-dire exercer un appui sur la canne lors de l'appui de la jambe à assister, une distinction des différentes phases de la marche de cette jambe est nécessaire. Cette différenciation des phases d'appui a été accomplie en utilisant le gyromètre de la centrale inertielle attachée à la cuisse, fournissant également l'orientation de la cuisse. Durant la phase de balancement de la jambe assistée, l'asservissement de l'orientation de la canne sur celle de la jambe est effectuée. Lors de la phase d'appui de la jambe assistée, la canne est immobilisée afin de permettre l'exercice d'un effort. L'axe télescopique est également asservi afin de garder une hauteur constante de la poignée de la canne quelque soit l'orientation.

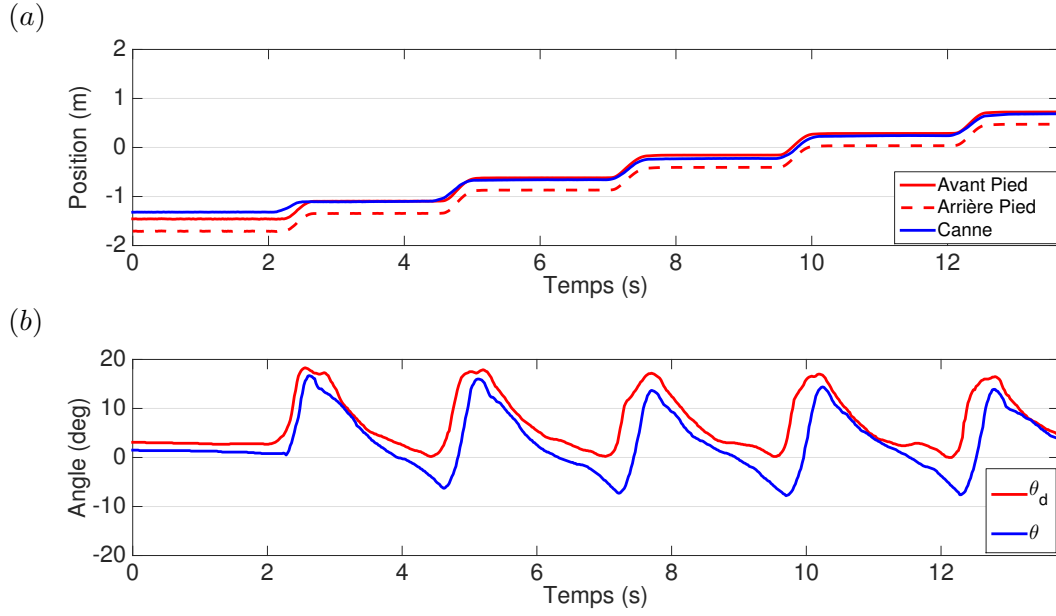


FIGURE 4.24 – Marche avec une canne en position avancée initialement pour $V_{marche} = 0.17m/s$. (a) Suivi du pied de la jambe gauche par la canne observé au niveau du sol, (b) Suivi de l'orientation de la cuisse gauche par la canne

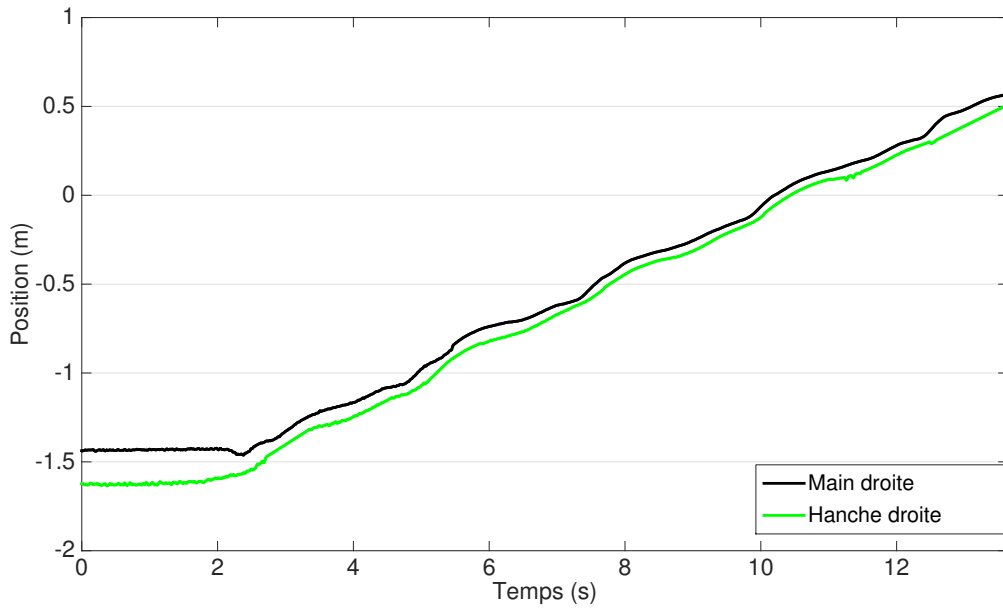


FIGURE 4.25 – Marche avec une canne en position avancée initialement pour $V_{marche} = 0.17m/s$. En noir, la position de la main droite et en vert la position de la hanche droite selon la direction de la marche.

Conclusion et Perspectives

Dans le cadre de cette thèse, une étude de l'assistance à la déambulation à l'aide d'une canne a été effectuée. Dans un premier temps, un protocole expérimental progressif a permis d'évaluer les contributions d'une canne lors d'une marche artificiellement perturbée. Ce protocole expérimental en trois étapes, a permis tout d'abord une analyse de la marche saine, qui a ensuite été comparée avec une marche perturbée. Le dispositif contraignant la jambe gauche est constitué d'une attelle d'immobilisation et d'une semelle modifiée. Il a entraîné une baisse notable des efforts normaux et antéro-postérieurs générés par cette jambe par rapport à la marche saine. Enfin, l'utilisation d'une canne a été comparée avec la marche perturbée sans assistance. Cette comparaison a permis d'observer une diminution importante de la sollicitation de la jambe perturbée grâce à un support du poids et une assistance au freinage ainsi qu'à la propulsion permise par la canne. Cette assistance à la propulsion s'intensifie avec l'accroissement de la vitesse au détriment des efforts de freinage. En parallèle, une diminution importante de la vitesse de marche est notée chez les sujets sains ayant participé au protocole lors de l'utilisation de la canne.

Dans un second temps, le développement d'un simulateur permettant la génération de marches et l'analyse des apports d'un dispositif d'assistance est entrepris. A cet effet, un modèle bipède SLIP a été utilisé afin de générer des marche saines et perturbées durant un cycle de la marche en résolvant un problème d'optimisation non linéaire. Ce modèle simple fournissant des résultats satisfaisants, a été étendu afin de synthétiser des marche assistées. Pour ce faire, la chaîne cinématique permettant de simuler l'utilisation d'une canne a été ajoutée au modèle SLIP simple. De façon générale, la simulation donne des résultats comparables à ceux obtenus expérimentalement. Nous montrons cependant que le degré de réalisme de la simulation dépend du coût à optimiser.

Enfin, le développement et la commande d'une canne robotisée sont présentés. Afin de préserver les attributs d'une canne conventionnelle, le dispositif robotisé est constitué d'un axe et d'une roue motorisés. L'orientation de la cuisse de la jambe à assistée a été choisie pour synchroniser les mouvements de la canne robotisée avec le cycle de la marche. Afin de prodiguer un appui stable sur la canne durant la phase d'appui de la

jambe assistée, une différenciation des deux principales phases de la marche est opérée. Ainsi lors de la phase d'appui de la jambe assistée, un arrêt du mouvement de la roue est imposé. Lors du balancement de la jambe assistée, le mouvement de la roue est autorisé de façon à ce que la canne suive l'orientation de la jambe tout en minimisant le mouvement de la main du sujet. En parallèle, une adaptation continue de la longueur de l'axe est opérée afin de maintenir une hauteur constante de la poignée de la canne durant la marche.

Ainsi le travail présenté précédemment, permet d'entrevoir différentes perspectives.

Le premier volet des travaux futurs concerne l'analyse de la marche assistée. Le simulateur développé pourrait être amélioré. Le modèle pourrait être étendu en trois dimensions et prendre en compte d'autres articulations comme le genou. Nous avons également vu, ce qui est logique, que le coût métabolique choisi influence d'une façon significative la stratégie de locomotion adoptée. Ce coût pourrait à l'avenir inclure une composante représentant la dépense énergétique due à l'emploi d'une canne. D'une façon générale, une recherche plus extensive sur les coûts représentant au mieux les stratégies adoptées lors d'une locomotion assistée devrait être menée. Nous pourrions aussi nous baser sur l'enregistrement de données typiques de certaines pathologies pour mieux modéliser et analyser les stratégies mises en oeuvre dans des cas particuliers. Afin de permettre des recherches plus poussées, la résolution du problème de commande optimale devrait être revu pour minimiser le temps de calcul.

Le second volet portera sur l'amélioration du prototype de la canne robotisée. Nous pourrions envisager une optimisation de la conception afin de réduire davantage le poids du dispositif. L'usage de la canne pour des tâches plus complexes comme la montée d'escaliers sera aussi considéré.

Nous pourrions également nous intéresser au comportement que doit avoir la canne robotisée lors d'une perturbation externe subie par le sujet. Pour cela, nous devons d'abord mettre en oeuvre des moyens matériels et logiciels permettant l'observation de l'état postural de l'utilisateur. Nous devons ensuite étudier plus finement l'interaction entre la canne et l'utilisateur afin d'améliorer l'équilibre postural.

A plus long terme, deux pistes pourront être explorées. Premièrement, nous pouvons pousser plus loin les investigations sur l'utilité d'une canne robotique en passant par des essais chez des sujets pathologiques ou âgés. Deuxièmement, il serait intéressant de corréler la partie analyse en simulation à la partie commande de la canne active. Ceci permettra d'étudier la faisabilité du transfert de stratégies d'assistance découvertes par simulation à une implémentation réaliste.

Publications

Les publications se rapportant aux travaux de cette thèse ont fait l'objet des publications suivantes :

- R. Ady, W. Bachta et P. Bidaud, *Development and control of a one-wheel telescopic active cane*, paru dans les Proceedings d'IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), pages 461-466, 2014.
- R. Ady, W. Bachta, P. Bidaud, *Analysis of cane-assisted walking through nonlinear optimization*, paru dans les Proceedings d'IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA 13, pages 3851-3857, Karlsruhe (Allemagne), 2013.

Les publications se rapportant aux travaux annexes ont fait l'objet des publications suivantes :

- A. Trujillo-Leon, R. Ady, F. Vidal-Verdu et W. Bachta, *Tactile handle for an instrumented cane*. à paraître dans les Proceedings de The Sixth International Conference on Sensor Device Technologies and Applications, en 2015.
- A. Trujillo-Leon, R. Ady, F. Vidal-Verdu et W. Bachta, *A tactile handle for cane use monitoring*, à paraître dans les Proceedings de IEEE Engineering in Medicine and Biology Conference, EMBC'15.
- C. Granata, P. Bidaud, J. Salini et R. Ady, *Human activity analysis : a personal robot integrating a framework for robust person detection and tracking and physical based motion analysis*, paru dans PALADYN Journal of Behavioral Robotics, Volume 7, pages 1-19, 2013.
- C. Granata, P. Bidaud, R. Ady, J. Salini, *A personal robot integrating a physically-based human motion tracking and analysis*, paru dans les Proceedings de 16th

-
- International Conference on Climbing and Walking Robots and the Support Technologies for Mobile Machines, pages 68-76, Sydney (Australia), 2013.
- C. Granata, P. Bidaud, R. Ady et J. Salini, *Human whole body motion characterization from a Kinect*, paru dans les Proceedings d'IEEE International Conference on Cognitive Infocommunicaitons (CogInfoCom13), pages 1-12, 2013.

Liste des tableaux

2.1	Caractéristiques moyennes du groupe avec leur écarts-types (\pm)	31
2.2	Résultats spatio-temporels moyens obtenus sur tout le groupe dans le cadre de la marche saine pour les 3 allures (moyenne \pm écart-type). La vitesse moyenne et la longueur de l'enjambée sont adimensionnelles.	38
2.3	Résultats spatio-temporels de chaque jambe obtenus dans le cadre de la marche saine pour les 3 allures. La longueur moyenne de l'enjambée est adimensionnelle.	38
2.4	Résultats spatio-temporels moyens obtenus sur tout le groupe dans le cadre de la marche perturbée pour les 3 allures (moyenne \pm écart-type). La vitesse moyenne et la longueur de l'enjambée sont adimensionnelles. . .	44
2.5	Résultats spatio-temporels de chaque jambe obtenus dans le cadre de la marche perturbée pour les 3 allures. La longueur moyenne de l'enjambée est adimensionnelle.	44
2.6	Amplitude maximale de la vitesse latérale adimensionnelle du Centre de Pression	46
2.7	Résultats spatio-temporels moyens obtenus sur tout le groupe dans le cadre de la marche avec une canne pour les 3 allures (moyenne \pm écart-type). La vitesse moyenne et la longueur de l'enjambée sont adimensionnelles.	46
2.8	Résultats spatio-temporels de chaque jambe obtenus dans le cadre de la marche avec une canne pour les 3 allures. La longueur moyenne de l'enjambée est adimensionnelle.	46
4.1	Correlation moyenne calculée entre les orientations des articulations des membres inférieurs et celle de la canne selon le plan sagittal pour différentes allures de marche : Lente (L), Moyenne (M) et Rapide (R). L'écart-type pour chacune des configurations est fourni sous la moyenne.	84

Table des figures

1.1	Cycle de la marche. Extrait de Whittle [95] et modifié.	14
1.2	Représentation du cycle de la marche adopté dans le cadre de notre étude. Ce cycle débute par un appui simple de la jambe droite et le début du balancement de la jambe gauche, s'achevant lors du décollement du pied gauche du sol.	16
1.3	Représentation d'un pas et d'une enjambée (double pas)	17
1.4	Prothèse pour amputation d'orteils constituée d'une semelle orthopédique permettant une redistribution de la charge de la plante du pied et un embout permettant de compléter la partie distale manquante	19
1.5	Prothèse pour amputation de Chopart (ablation du métatarse et orteils) permettant d'accroître la stabilité du pas et le confort de la marche par un déroulé du pas lors de la phase d'appui.	19
1.6	Pied prothétique de type SACH	19
1.7	Pied rigide articulé selon un axe	19
1.8	Prothèse de pied dynamique	19
1.9	Genou prothétique à axe simple proposé par Euro	20
1.10	Genou prothétique polycentrique simple produit par Ossur	20
1.11	Genou prothétique à axe simple avec blocage manuel par câble proposé par Euro	20
1.12	Genou prothétique Ottobock 3R80 à axe simple avec contrôle de la phase d'appui. La résistance hydraulique développée dépend de charge appliquée afin de bloquer le genou lors des phases d'appui	20
1.13	Orthèse Heidelberg	21
1.14	Orthèse de Valens	21
1.15	Orthèse type Toe-off	21
1.16	Orthèse souple du genou : Genouillère	21
1.17	Orthèse souple du genou : Orthèse avec anneau peripatellaire	21
1.18	Attelle d'immobilisation	22

1.19	Othèse cruro-pédieuse	22
1.20	(a) Déambulateur classique (b) Déambulateur 4 poignées (c) Rollator 2 roues (d) Rollator 4 roues	22
1.21	(a) Canne unipodale (b) Canne tripode (c) Canne quadripode	23
1.22	Power knee développée par Ossur	24
1.23	Prothèse robotisée développée par BiOM	24
1.24	Rewalk by Argo Medical Technologies	24
1.25	Lokomat by Hocoma, permettant la rééducation des membres inférieurs tout en supportant une partie du poids de son utilisateur si nécessaire . .	24
1.26	PAMM	27
1.27	Canne intelligente omnidirectionnelle développée par Pei Di	27
2.1	Représentation de la configuration de l'espace expérimental utilisé pour la capture de mouvement. Constitué d'une estrade avec la plateforme de force AMTI intégrée au sol ainsi que 3 caméras infrarouges.	30
2.2	Positionnement des 20 marqueurs actifs sur le sujet lors de la capture de mouvement de la marche saine (à gauche) et la marche perturbée (à droite) .	32
2.3	Canne instrumentée à l'aide d'un capteur 6 axes	32
2.4	Représentation de la succession de traitements permettant d'obtenir un profil moyen du groupe	37
2.5	Positions adoptées par une jambe au cours d'une enjambée	39
2.6	Représentation des mouvements de flexion et extension de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal	40
2.7	Evolution des articulations de la jambe durant un cycle de la marche lors d'une marche normale, extrait de Kirtley [50]	40
2.8	Evolution des articulations du genou et de la cheville des jambes du Sujet 1 dans le plan sagittal au cours du cycle de la marche pour les allures lente et rapide. La jambe droite et gauche sont représentées respectivement en bleu et rouge. La délimitation des phases est représentée pour la jambe droite	41
2.9	Efforts normaux générés par les jambes lors de la marche saine à allure normale. $V=0.45$. Le trait continu représente la moyenne et le trait inter- rompu représente l'écart type. La jambe droite est représentée en bleu et la jambe gauche en rouge.	42
2.10	Efforts antéro-postérieurs générés par les jambes lors de la marche saine à allure normale. $V=0.45$. Le trait continu représente la moyenne et le trait interrompu représente l'écart type. La jambe droite est représentée en bleu et la jambe gauche en rouge.	42
2.11	Efforts normaux générés par les jambes lors de la marche saine à allure lente ($V=0.36$, en pointillé -), moyenne ($V=0.45$, trait continu) et rapide ($V=0.51$, en point et pointillé .-)	43

2.12	Efforts antéro-postérieurs moyens générés par les jambes lors de la marche saine à allure lente ($V=0.36$, en pointillé -), moyenne ($V=0.45$, trait continu) et rapide ($V=0.51$, en point et pointillé .-).	43
2.13	Evolution de l'articulation du genou des jambes pour un sujet lors de marches lentes sans (à droite) et avec (à gauche) perturbation. Il est à noter que la jambe gauche commence par une phase d'appui sur la figure à gauche et par une phase de balancement sur la figure droite.	45
2.14	Efforts normaux générés par les jambes lors de la marche perturbée à allure moyenne. Vitesse moyenne= 0.36 ± 0.04 . En bleu, la jambe droite saine et en rouge la jambe gauche perturbée. Le trait continu représente la moyenne et le trait interrompu représente l'écart type.	47
2.15	Efforts antéro-postérieurs générés par les jambes lors de la marche perturbée à allure moyenne. Vitesse moyenne= 0.36 ± 0.04 . En bleu, la jambe droite saine et en rouge la jambe gauche perturbée. Le trait continu représente la moyenne et le trait interrompu représente l'écart type.	47
2.16	Efforts normaux générés par les jambes lors de la marche perturbée à allure lente ($V=0.32$, en pointillé -), moyenne ($V=0.36$, trait continu) et rapide ($V=0.40$, en point et pointillé .-). Les jambes droite et gauche sont représentées respectivement en bleu et rouge.	48
2.17	Efforts antéro-postérieurs générés par les jambes lors de la marche perturbée à allure lente ($V=0.32$, en pointillé -), moyenne ($V=0.36$, trait continu) et rapide ($V=0.40$, en point et pointillé .-). Les jambes droite et gauche sont représentées respectivement en bleu et rouge.	48
2.18	Efforts normaux générés par les jambes lors de la marche assistée à une vitesse $V=0.32$. La jambe droite (saine) est représentée en bleu et la jambe gauche (perturbée) en rouge. Le trait continu représente la moyenne et le trait interrompu représente l'écart type.	50
2.19	Efforts antéro-postérieurs générés par les jambes lors de la marche assistée à une vitesse $V=0.32$. La jambe droite (saine) est représentée en bleu et la jambe gauche (perturbée) en rouge. Le trait continu représente la moyenne et le trait interrompu représente l'écart type.	50
2.20	Efforts normaux générés par la canne de la marche assistée à une vitesse $V=0.32$. Le trait continu représente la moyenne et le trait interrompu représente l'écart type. Les simples et doubles appuis ne prennent ici en compte que les jambes.	51
2.21	Efforts antéro-postérieurs générés par la canne lors de la marche assistée à une vitesse $V=0.32$. Le trait continu représente la moyenne et le trait interrompu représente l'écart type. Les simples et doubles appuis ne prennent ici en compte que les jambes.	51

2.22	Efforts normaux générés avec la canne lors de la marche assistée à allure lente ($V=0.18$, en pointillé –), moyenne ($V=0.22$, trait continu) et rapide ($V=0.27$, en point et pointillé.	52
2.23	Efforts antéro-postérieurs générés avec la canne lors de la marche assistée à allure lente ($V=0.18$, en pointillé –), moyenne ($V=0.22$, trait continu) et rapide ($V=0.27$, en point et pointillé.	52
3.1	The Cornell Ranger robot 2011	57
3.2	Spring Loaded Inverted Pendulum actionné	59
3.3	Structure d'un cycle de marche	61
3.4	Illustration de la méthode de tir simple, le vecteur commande est discrétisé (q_i) et la commande est considérée comme linéaire entre deux échantillons. Le vecteur d'état initial X_0 est nécessaire pour déterminer sa valeur à l'intervalle suivant soit X_1 . X_1 et U_1 sont ensuite utilisés pour déterminer X_2 et ainsi de suite. Les valeurs que l'algorithme d'optimisation devra optimiser sont représentées par des carrés et celle obtenues par "simulation" en ronds noirs pleins.	63
3.5	Illustration de la méthode de collocation, la commande et l'état sont discrétisés. La connaissance préalable de la trajectoire de référence (représentée en noir) nous permet d'avoir des "points de passage". La trajectoire obtenue par simulation est représentée en rouge. Des points intermédiaires sont introduits dans les intervalles $[t_i; t_{i+1}]$ afin de discrétiser l'équation du mouvement et la considérer comme une contrainte à ce point.	63
3.6	Illustration de la méthode de tirs multiples. La commande est discrétisée sur la période considérée (q_i). Par résolution de l'ODE une trajectoire est obtenue pour chaque sous-intervalle moyennant un état initial X_i pour chaque intervalle. Une contrainte sur la continuité de l'état entre deux sous-intervalles successifs est imposée, cette contrainte est représentée en jaune. Les valeurs que l'algorithme d'optimisation devra optimiser sont représentées par des carrés et celle obtenues par "simulation" en ronds noirs pleins.	64
3.7	Comparaison des efforts normaux générés par la jambe 1 durant une marche saine (noir) et perturbée (rouge)	67
3.8	Comparaison des efforts normaux générés par la jambe 2 durant une marche saine (noir) et perturbée (rouge)	67
3.9	Comparaison des efforts antéro-postérieurs générés par la jambe 1 durant une marche saine (noir) et perturbée (rouge)	67
3.10	Comparaison des efforts antéro-postérieurs générés par la jambe 2 durant une marche saine (noir) et perturbée (rouge)	67

3.11	Comparaison de la trajectoire du centre de masse obtenue lors d'une marche saine (noir) et d'une marche perturbée (rouge), générées pour une allure moyenne i.e. $V_{marche} = 0.4$	68
3.12	Travail effectué par cycle par chacune des jambes dans le cadre de la marche saine (Noir) et la marche perturbée (Rouge)	69
3.13	Modèle utilisé pour générer une marche assistée avec une canne passive	70
3.14	Utilisation controlatérale de la canne durant un cycle de marche	71
3.15	Trajectoire du centre de masse. En rouge, la trajectoire du CdM obtenue pour la marche perturbée et en bleu lors d'une marche assistée d'une canne conventionnelle.	72
3.16	Efforts antéro-postérieurs exercés avec la canne	73
3.17	Efforts normaux exercés avec la canne	73
3.18	Efforts antéro-postérieurs exercés avec la jambe 1	73
3.19	Efforts antéro-postérieurs exercés avec la jambe 2	73
3.20	Efforts normaux exercés avec la jambe 1	73
3.21	Efforts normaux exercés avec la jambe 2	73
3.22	Efforts exercés par la canne ($F_{Cmax} = 0.3$) en simulant une marche assistée avec le coût (3.11) et $\gamma = 0.96$. A gauche, les efforts antéro-postérieurs et à droite les efforts normaux produit par la canne. Ces efforts sont produits durant toute la phase d'appui de la jambe perturbée.	74
3.23	Comparaison d'une marche saine (Noir) et d'une marche avec une canne courte (Bleu)	75
3.24	Trajectoire du centre de masse	78
3.25	Efforts générés par les deux jambes	78
3.26	Efforts antéro-postérieurs exercés avec la canne	78
3.27	Efforts normaux exercés avec la canne	78
3.28	Efforts antéro-postérieurs exercés avec la jambe 1	78
3.29	Efforts antéro-postérieurs exercés avec la jambe 2	78
3.30	Efforts normaux exercés avec la jambe 1	78
3.31	Efforts normaux exercés avec la jambe 2	78
4.1	Photographie de la canne robotisée et schéma représentant sa structure	80
4.2	Schéma récapitulatif de l'électronique de commande de la canne active	81
4.3	Représentation séquentielle de l'utilisation controlatérale d'une canne conventionnelle lors de la marche assistée. (a) Propulsion vers l'avant grâce à la canne et la jambe invalide (b) Balancement de la canne et de la jambe invalide vers l'avant. (c) Entrée en contact avec le sol de la canne et du pied de la jambe invalide. (d) Support du poids grâce à la jambe invalide et la canne, balancement de la jambe saine. (e) Entrée en contact de la jambe saine.	83
4.4	Synchronisation souhaitée de la canne active avec la marche	83

4.5	Modélisation de la canne active, \mathcal{R}_0 repère inertiel, \mathcal{R}_R repère de la roue, \mathcal{R}_C repère du châssis, \mathcal{R}_H repère de la poignée	86
4.6	Représentation Grafset du fonctionnement de la canne active.	88
4.7	Illustration d'un sujet équipé de la centrale inertielle sur sa jambe gauche, en phase d'appui lors de la marche avant la canne active.	89
4.8	Détection des phases de la marche avec le gyromètre comparée au Codamotion lors d'un pas. (a) Détection accomplie par capture de mouvement (b) Vitesses angulaires fournies par le gyromètre de la centrale inertielle attachée à la cuisse gauche, en rouge la vitesse angulaire multipliée par 100 et en vert le seuil de transition entre le balancement et l'appui (c) Détection accomplie à l'aide du gyromètre	90
4.9	(a) Suivi du pied de la jambe gauche par la canne observé au niveau du sol lors d'un pas, (b) Suivi de l'orientation de la cuisse gauche par la canne lors d'un pas	90
4.10	Hauteur de la main au cours d'un pas	91
4.11	Vitesse de la roue lors d'un pas	91
4.12	Vitesse de l'axe lors d'un pas	91
4.13	$V_{marche} = 0.17m/s$ (a) Suivi du pied de la jambe gauche par la canne observé au niveau du sol, (b) Suivi de l'orientation de la cuisse gauche par la canne	92
4.14	Vitesse de la roue pour $V_{marche} = 0.17m/s$	93
4.15	Vitesse de l'axe pour $V_{marche} = 0.17m/s$	93
4.16	Détection des phases de la marche avec le gyromètre comparée au Codamotion pour $V_{marche} = 0.17m/s$	93
4.17	Hauteur de la main au cours de la marche pour $V_{marche} = 0.17m/s$	93
4.18	$V_{marche} = 0.22m/s$ (a) Suivi du pied de la jambe gauche par la canne observé au niveau du sol, (b) Suivi de l'orientation de la cuisse gauche par la canne	94
4.19	$V_{marche} = 0.29m/s$ (a) Suivi du pied de la jambe gauche par la canne observé au niveau du sol, (b) Suivi de l'orientation de la cuisse gauche par la canne	94
4.20	Vitesse de la roue pour $V_{marche} = 0.22m/s$	95
4.21	Vitesse de l'axe pour $V_{marche} = 0.22m/s$	95
4.22	Vitesse de la roue pour $V_{marche} = 0.29m/s$	95
4.23	Hauteur de la main au cours de la marche pour $V_{marche} = 0.22m/s$	95
4.24	Marche avec une canne en position avancée initialement pour $V_{marche} = 0.17m/s$ (a) Suivi du pied de la jambe gauche par la canne observé au niveau du sol, (b) Suivi de l'orientation de la cuisse gauche par la canne .	96

4.25 Marche avec une canne en position avancée initialement pour $V_{marche} = 0.17m/s$. En noir, la position de la main droite et en vert la position de la hanche droite selon la direction de la marche.	96
--	----

Bibliographie

- [1] R. McN. Alexander. Optimum walking techniques for quadrupeds and bipeds. *Journal of Zoology*, 192(1) :97–117, 1980.
- [2] R. McN. Alexander. A model of bipedal locomotion on compliant legs. *Philosophical Transactions : Biological Sciences*, 338(1284) :189–198, 1992.
- [3] Shinya Aoi and Kazuo Tsuchiya. Locomotion control of a biped robot using nonlinear oscillators. *Autonomous Robots*, 19(3) :219–232, 2005.
- [4] C Assaiante. Development of locomotor balance control in healthy children. *Neuroscience and biobehavioral reviews*, 22(4) :527–32, July 1998.
- [5] Lawrence K. Au, Winston H. Wu, Maxim A. Batalin, and William J. Kaiser. Active guidance towards proper cane usage. In *2008 5th International Summer School and Symposium on Medical Devices and Biosensors*, pages 205–208. IEEE, 2008.
- [6] J-P Azulay, F Vacherot, and M Vaugoyeau. Gait disorders : mechanisms and classification. *Revue neurologique*, 166(2) :142–8, February 2010.
- [7] Katherine Berg. *Measuring balance in the elderly : Development and validation of an instrument.*, volume 83 Suppl 2. 1992.
- [8] Kristell Bervet. *Ker-EGI : "Kerpape-Rennes-EMG-based-Gait-Index" : a new index of pathological gait quantification based on electromyography*. Theses, Université Rennes 2, September 2012.
- [9] John T. Betts. *Practical Methods for Optimal Control and Estimation Using Non-linear Programming*. Society for Industrial and Applied Mathematics, 2009.
- [10] B.G.Edwards. Contralateral and ipsilateral cane usage by patients with total knee or hip replacement. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 67(10) :734–740, 1986.
- [11] A. Billard and A.J. Ijspeert. Biologically inspired neural controllers for motor control in a quadruped robot. 6 :637–641 vol.6, 2000.
- [12] Elena Borzova and Yildirim Hurmuzlu. Passively walking five-link robot. *Automatica*, 40(4) :621 – 629, 2004.

- [13] Y. Brenière, B. Bril, and Fontaine R. Analysis of the transition from upright stance to steady state locomotion in children with under 200 days of autonomous walling. *Journal of motor behavior*, 21(1) :20–37, 1989.
- [14] G. A. Cavagna, N. C. Heglund, and C. R. Taylor. Mechanical work in terrestrial locomotion : two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *American Journal of Physiology*, 233(5) :R243–R261, 1977.
- [15] E Cetin, J Muzembo, V Pardessus, F Puisieux, and a Thevenon. Impact of different types of walking aids on the physiological energy cost during gait for elderly individuals with several pathologies and dependent on a technical aid for walking. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 53(6-7) :399–405, 2010.
- [16] Chia Ling Chen, Hsieh Ching Chen, May Kuen Wong, Fuk Tan Tang, and Rong Shun Chen. Temporal stride and force analysis of cane-assisted gait in people with hemiplegic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(1) :43–48, 2001.
- [17] U Cortés and A Martinez-Velasco. Towards an intelligent service to elders mobility using the i-walker. *Proc. of AAAI Fall ...*, 2008.
- [18] R. Dai, R. B. Stein, B. J. Andrews, K. B. James, and M. Wieler. Application of tilt sensors in functional electrical stimulation. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 4(2) :63–72, 1996.
- [19] Pei Di, Toshio Fukuda, Jian Huang, and Kosuge Sekiyama. Intelligent Assistive Robots. 106(2012), 2015.
- [20] Pei Di, Jian Huang, Toshio Fukuda, and Takayuki Matsuno. Motion control of omni-directional type cane robot based on human intention. *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS*, pages 273–278, 2008.
- [21] Pei Di, Jian Huang, Shotaro Nakagawa, Kosuke Sekiyama, and Toshio Fukuda. Fall Detection for the Elderly using a Cane Robot based on ZMP Estimation. 2013.
- [22] Pei Di, Jian Huang, Shotaro Nakagawa, Kosuke Sekiyama, and Toshio Fukuda. Fall Detection for Elderly by using an Intelligent Cane Robot based on Center of Pressure (COP) Stability Theory. pages 3–6, 2014.
- [23] Pei Di, Jian Huang, Kosuke Sekiyama, and Toshio Fukuda. A novel fall prevention scheme for intelligent cane robot by using a motor driven universal joint. *2011 Int. Symp. on Micro-NanoMechatronics and Human Science, Symp. on "COE for Education and Research of Micro-Nano Mechatronics", Symposium on "Hyper Bio Assembler for 3D Cellular System Innovation"*, pages 391–396, 2011.
- [24] Pei Di, Jian Huang, Kosuke Sekiyama, and Toshio Fukuda. Motion control of intelligent cane robot under normal and abnormal walking condition. *RO-MAN, 2011 IEEE*, pages 497–502, July 2011.

- [25] Pei Di, Jian Huang, Kosuke Sekiyama, Shan He, Shotaro Nakagawa, Fei Chen, and Toshio Fukuda. Optimal posture control for stability of intelligent cane robot. *Proceedings - IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, pages 725–730, 2012.
- [26] Pei Di, Kosuke Sekiyama, Jian Huang, Shotaro Nakagawa, Fei Chen, and Toshio Fukuda. Real time posture control for stability improvement of intelligent cane robot. In *2012 International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science, MHS 2012*, pages 346–351, 2012.
- [27] Pei Di, Kohei Wakita, Jian Huang, Kosuke Sekiyama, and Toshio Fukuda. Human-Walking-Intention-Based Motion Control of an Omnidirectional-Type Cane Robot. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, pages 1–12, 2011.
- [28] M. Diehl, H.G. Bock, H. Diedam, and P.-B. Wieber. Fast direct multiple shooting algorithms for optimal robot control. In Moritz Diehl and Katja Mombaur, editors, *Fast Motions in Biomechanics and Robotics*, volume 340 of *Lecture Notes in Control and Information Sciences*, pages 65–93. Springer Berlin / Heidelberg, 2006.
- [29] Steven Dubowsky, Frank Génot, Sara Godding, Hisamitsu Kozono, Adam Skwersky, Haoyong Yu, and Long Shen Yu. Pamm - a robotic aid to the elderly for mobility assistance and monitoring : A helping-hand for the elderly. In *ICRA'00*, pages 570–576, 2000.
- [30] Viel Eric. *La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements.*. Editions Masson, 2000.
- [31] Alberto Esquenazi, Mukul Talaty, Andrew Packel, and Michael Saulino. The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 91(11) :911–21, November 2012.
- [32] Huashan Feng and Runxiao Wang. Construction of central pattern generator for quadruped locomotion control. In *Advanced Intelligent Mechatronics, 2008. AIM 2008. IEEE/ASME International Conference on*, pages 979–984, july 2008.
- [33] Giannis Giakas and Vasilios Baltzopoulos. Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking : an investigation of variability and symmetry. *Gait & Posture*, 5(3) :189–197, 1997.
- [34] Ambarish Goswami. Postural stability of biped robots and the foot-rotation indicator (FRI) point. *The International Journal of Robotics Research*, 1999.
- [35] Ambarish Goswami, Bernard Espiau, and Ahmed Keramane. Limit cycles in a passive compass gait biped and passivity-mimicking control laws, 1997.
- [36] S Grillner, T Deliagina, O. Åk Ekeberg, A. El Manira, R H Hill, A Lansner, G N Orlovsky, and P. Wallén. Neural networks that co-ordinate locomotion and body orientation in lamprey, 1995.

- [37] Brian E. Maki Hamid Bateni. Assistive devices for balance and mobility : Benefits, demands, and adverse consequences. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(1) :134 – 145, 2005.
- [38] Modar Hassan, Hideki Kadone, Kenji Suzuki, and Yoshiyuki Sankai. Exoskeleton robot control based on cane and body joint synergies. *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1609–1614, October 2012.
- [39] Zahi Hawass, Yehia Z Gad, Somaia Ismail, Rabab Khairat, Dina Fathalla, Naglaa Hasan, Amal Ahmed, Hisham Elleithy, Markus Ball, Fawzi Gaballah, Sally Wasef, Mohamed Fateen, Hany Amer, Paul Gostner, Ashraf Selim, Albert Zink, and Carsten M Pusch. Ancestry and pathology in King Tutankhamun’s family. *JAMA : the journal of the American Medical Association*, 303(7) :638–47, March 2010.
- [40] Y. Hirata, S. Komatsuda, and K. Kosuge. Fall prevention control of passive intelligent walker based on human model. In *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on*, pages 1222 –1228, sept. 2008.
- [41] C G Holder, E M Haskvitz, and a Weltman. The effects of assistive devices on the oxygen cost, cardiovascular stress, and perception of nonweight-bearing ambulation. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 18(4) :537–542, 1993.
- [42] Ronald L. Huston. *Principles of Biomechanics*. Dekker Mechanical Engineering. CRC Press, dec 2008.
- [43] Auke Jan Ijspeert, Alessandro Crespi, Dimitri Ryczko, and Jean-Marie Cabelguen. From swimming to walking with a salamander robot driven by a spinal cord model. *Science (New York, N.Y.)*, 315 :1416–1420, 2007.
- [44] Shinkichi Inagaki, Hideo Yuasa, and Tamio Arai. Cpg model for autonomous decentralized multi-legged robot system,Ägeneration and transition of oscillation patterns and dynamics of oscillators. *Robotics and Autonomous Systems*, 44(3,Ä4) :171 – 179, 2003. Best papers presented at IAS-7.
- [45] Yinlai Jiang and Shuoyu Wang. Adapting directional intention identification in running control of a walker to individual difference with fuzzy learning. *2010 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, pages 693–698, August 2010.
- [46] Shuuji Kajita, Fumio Kanehiro, Kenji Kaneko, Kiyoshi Fujiwara, and Kensuke Harada Kazuhito Yokoi. Biped walking pattern generation by using preview control of zero-moment point. In *in Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1620–1626, 2003.
- [47] H. Kawamoto, Suwoong Lee, S. Kanbe, and Y. Sankai. Power assist method for hal-3 using emg-based feedback controller. In *Systems, Man and Cybernetics, 2003. IEEE International Conference on*, volume 2, pages 1648 – 1653 vol.2, oct. 2003.
- [48] Takehito Kikuchi, Toshimasa Tanaka, Sosuke Tanida, Keigo Kobayashi, and Kazuhisa Mitobe. Basic study on gait rehabilitation system with intelligently controllable

- walker (i-Walker). In *2010 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pages 277–282. IEEE, December 2010.
- [49] Hiroshi Kimura, Seiichi Akiyama, and Kazuaki Sakurama. Realization of dynamic walking and running of the quadruped using neural oscillator. *Autonomous Robots*, 7(3) :247–258, 1999.
- [50] C. Kirtley. *Clinical Gait Analysis : Theory and Practice*. Elsevier, 2006.
- [51] Bernhard Klaassen, Ralf Linnemann, Dirk Spennberg, and Frank Kirchner. Biomimetic walking robot scorpion : Control and modeling. *Robotics and Autonomous Systems*, 41(2,3) :69 – 76, 2002. Ninth International Symposium on Intelligent Robotic Systems.
- [52] Arthur D. Kuo. Stabilization of lateral motion in passive dynamic walking. *The International journal of robotics research*, 18(9) :917–930, 1999.
- [53] Arthur D Kuo and J Maxwell Donelan. Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Physical therapy*, 90(2) :157–74, February 2010.
- [54] L.Bennett, M.P. Murray, E. Murphy, and T.Sowell. Locomotion assistance through cane impulse. *Public Health*, pages 38–47, 1978.
- [55] Sébastien Lengagne, Abderrahmane Kheddar, Sébastien Druon, and Eiichi Yoshida. Emulating human leg impairments and disabilities in walking with humanoid robots. In *IEEE Int. Conf. on Robotics and BIOMimetics*, 2011.
- [56] WT Liberson, HJ Holmquest, David Scot, and Margot Dow. Functional electrotherapy : stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 42 :101–105, 1961.
- [57] Tao Liu, Yoshio Inoue, and Kyoko Shibata. Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis. *Measurement : Journal of the International Measurement Confederation*, 42(7) :978–988, 2009.
- [58] C L Lu, B Yu, J R Basford, M E Johnson, and K N An. Influences of cane length on the stability of stroke patients. *Journal of rehabilitation research and development*, 34(1) :91–100, January 1997.
- [59] L. Lunenburger, G. Colombo, R. Riener, and V. Dietz. Clinical assessments performed during robotic rehabilitation by the gait training robot lokomat. In *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*, pages 345 – 348, june-1 july 2005.
- [60] Noel Lythgo, Cameron Wilson, and Mary Galea. Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults. ii : Walking at slow, free and fast speed. *Gait & posture*, 33(1) :29–35, 2011.
- [61] Philip E. Martin and Anthony P. Marsh. Step length and frequency effects on ground reaction forces during walking. *Journal of Biomechanics*, 25(10) :1237 – 1239, 1992.

- [62] Ruth E. Mayagoitia, Anand V. Nene, and Peter H. Veltink. Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics : An inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of Biomechanics*, 35(4) :537–542, 2002.
- [63] P. Mederic, V. Pasqui, F. Plumet, and Ph. Bidaud. Sit to stand transfer assisting by an intelligent walking-aid. In *Int. Conf. on Climbing and Walking Robots (CLAWAR '04)*, pages 1127–1135, Madrid, Espagne, 2004.
- [64] Alberto Menache. *Understanding Motion Capture for Computer Animation*. Morgan Kaufmann, 2nd edition, 2011.
- [65] Joseph Mercado, Gemmilyn Chu, Erika Jane Imperial, Kelvin George Monje, Rae Mart Pabustan, and Angelito Silverio. Smart Cane : Instrumentation of a Quad Cane with Audio-feedback Monitoring System for Partial Weight-Bearing Support. In *International Symposium on Bioelectronics and Bioinformatics*, 2014.
- [66] A. Minetti and R.McN. Alexander. A theory of metabolic costs for bipedal gaits. *Journal of Theoretical Biology*, 186(4) :467 – 476, 1997.
- [67] Patrick T. Moran, Gerald F. Harris, Khomeshwari Acharya, Hongsheng Zhu, and Jacqueline J. Wertsch. Biofeedback cane system : instrumentation and subject application results. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 3(1) :132–138, 1995.
- [68] Aaron Morris, Raghavendra Donamukkala, Anuj Kapuria, Aaron Steinfeld, Judy Matthews, Jackie Dunbar-Jacobs, and Sebastian Thrun. A robotic walker that provides guidance. In *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA '03)*, pages 25–30, 2003.
- [69] M. P. Murray, L. A. Mollinger, G. M. Gardner, and S. B. Sepic. Kinematic and emg patterns during slow, free, and fast walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 2(3) :272–280, 1984.
- [70] J. G. Nutt, C. D. Marsden, and P. D. Thompson. Human walking and higher-level gait disorders, particularly in the elderly. *Neurology*, 43(2) :268–279, February 1993.
- [71] I.P.I. Pappas, T. Keller, and S. Mangold. A reliable, gyroscope based gait phase detection sensor embedded in a shoe insole. *Proceedings of IEEE Sensors*, 2 :1085–1088, 2002.
- [72] Rick Parent. *Computer Animation Algorithms and Techniques*. Morgan Kaufmann Publishers, 2002.
- [73] Jacquelin Perry, Jon R Davids, et al. Gait analysis : normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12(6) :815, 1992.
- [74] Michael Raymond Pierrynowski and Victoria Galea. Enhancing the ability of gait analyses to differentiate between groups : Scaling gait data to body size. *Gait and Posture*, 13(3) :193–201, 2001.

- [75] Diane Podsiadlo and Sandra Richardson. The timed" up & go" : a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American geriatrics Society*, 39(2) :142–148, 1991.
- [76] M. B. Popovic. Ground Reference Points in Legged Locomotion : Definitions, Biological Trajectories and Control Implications. *The International Journal of Robotics Research*, 24(12) :1013–1032, December 2005.
- [77] Mark H. Raibert. *Legged Robots That Balance*. The MIT Press, 1986.
- [78] L Righetti and a J Ijspeert. Programmable central pattern generators : an application to biped locomotion control. *Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on*, pages 1585–1590, 2006.
- [79] N. Roche, D. Pradon, R. Zory, C. Bonnyaud, J. Boudarham, and D. Bensmail. Apport de l'analyse quantifi??e de la marche (AQM) dans la compréhension des mécanismes responsables des troubles de la marche des patients hémiplegiques et dans l'évaluation des effets des différents traitements classiquement utilisés. *Lettre de Medecine Physique et de Readaptation*, 27 :183–188, 2011.
- [80] Heydar Sadeghi. Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait and Posture*, 17(3) :197–204, 2003.
- [81] L. Saint-Bauzel, V. Pasqui, B. Gas, and J.L. Zarader. Pathological sit-to-stand models for control of a rehabilitation robotic device. In *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on*, pages 347–355, Noordwijk, The Netherlands, 2007. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics.
- [82] P. Sale, M. Franceschini, A. Waldner, and S. Hesse. Use of the robot assisted gait therapy in rehabilitation of patients with stroke and spinal cord injury. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medecine*, 48(1) :111–121, 2012.
- [83] J. Salini, V. Padois, and P. Bidaud. Synthesis of complex humanoid whole-body behavior : A focus on sequencing and tasks transitions. In *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on*, pages 1283–1290, May 2011.
- [84] J. B. dec. M. Saunders, Verne T. Inman, and Howard D. Eberhart. The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 35(3) :543–558, 1953.
- [85] Marcia Joslyn Scherer. *Living in the state of stuck : How assistive technology impacts the lives of people with disabilities*.
- [86] Chathuri M. Senanayake and S. M N Arosha Senanayake. Evaluation of gait parameters for gait phase detection during walking. *IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems*, pages 127–132, 2010.
- [87] Kyohei Shimizu, Issam Smadi, and Yasutaka Fujimoto. A Robotic Cane for Walking Assistance. pages 1968–1973, 2014.

- [88] M.W. Spong, J. K. Holm, and D. Lee. Human-walking-intention-based motion control of an omnidirectional-type cane robot. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 14(2) :30–40, 2007.
- [89] M. Srinivasan. Fifteen observations on the structure of energy-minimizing gaits in many simple biped models. *Journal of The Royal Society Interface*, 7, 2010’.
- [90] Ben W Stansfield, Susan J Hillman, M Elizabeth Hazlewood, Alastair A Lawson, Alison M Mann, Ian R Loudon, and James E Robb. Sagittal joint kinematics, moments, and powers are predominantly characterized by speed of progression, not age, in normal children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21(3) :403–411, 2001.
- [91] S. Suzuki, Y. Hirata, and K. Kosuge. Development of intelligent passive cane controlled by servo brakes. In *IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, pages 97–102, 2009.
- [92] S.H. Hwang and Y.H Kim S.W.Park, R.H.Sohn. Comparison of sensor sytem for gait phase detection in hemiplegic gait. In *IFMBE*, pages 358–361, 2009.
- [93] Renpeng Tan, Shuoyu Wang, Yinlai Jiang, Kenji Ishida, and Masakatsu G. Fujie. Motion control of omni-directional walker for walking support. In *The 2011 IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering*, pages 633–636. IEEE, May 2011.
- [94] Miomir Vukobratovic and Davor Juricic. Contribution to the Synthesis of Biped Gait. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-16(1) :1–6, January 1969.
- [95] M. Whittle. *Gait analysis : an introduction*. Butterworth Heinemann. Butterworth-Heinemann, 2007.
- [96] a. T M Willemsen, F. Bloemhof, and H. B K Boom. Automatic stance-swing phase detection from accelerometer data for peroneal nerve stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(12) :1201–1208, 1990.
- [97] T L Williams, K a Sigvardt, N Kopell, G B Ermentrout, and M P Remler. Forcing of coupled nonlinear oscillators : studies of intersegmental coordination in the lamprey locomotor central pattern generator. *Journal of neurophysiology*, 64(3) :862–871, 1990.
- [98] Winston Wu, Lawrence Au, Brett Jordan, Thanos Stathopoulos, Maxim Batalin, William Kaiser, Alireza Vahdatpour, Majid Sarrafzadeh, Meika Fang, and Joshua Chodosh. The SmartCane System : An Assistive Device for Geriatrics. *Proceedings of the 3rd International ICST Conference on Body Area Networks*, pages 0–3, 2008.